

# **Biologisch inspirierte mikrotechnische Werkzeuge für die Mikromontage und die Minimal-Invasive Chirurgie**

von der Fakultät für Maschinenbau  
der Technischen Universität Ilmenau  
genehmigte

DISSERTATION  
Zur Erlangung des akademischen Grades  
**DOKTOR-INGENIEUR**  
**(Dr. – Ing.)**

von M. Sc. Feng Qiao  
geboren am 06. Mai 1974  
in Zhenjiang / VR CHINA

Gutachter:

1. Prof. Dr.-Ing. habil. Helmut Wurmus, TU Ilmenau
2. Prof. Dipl.-Ing. Dr. med. habil. Hartmut Witte, TU Ilmenau
3. Prof. Dr.-Ing. Dr. h.c. Jürgen Hesselbach, TU Braunschweig

Tag der Einreichung: 19. September 2002  
Tag der wissenschaftlichen Aussprache: 24. Februar 2003

Verf.-Nr.: MB88

## **Vorwort**

Die vorliegende Arbeit entstand während meines Promotionsstudiums im Fachgebiet Mikrosystemtechnik der Technischen Universität Ilmenau in der Zeit vom Juni 1997 bis September 2001.

Ganz herzlich möchte ich mich bei dem Leiter des Fachgebietes Mikrosystemtechnik, Herrn Prof. Dr.-Ing. habil. H. Wurmus für die Betreuung und Förderung dieser Arbeit, sowie die wertvollen Diskussionen und Anregungen zum Verfassen dieser Arbeit bedanken.

Mein Dank gilt auch allen Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern des Fachgebietes, die zum Gelingen der Arbeit beitrugen, Herrn Dr. rer. nat. C. Schilling, Herrn Dipl.-Ing. J. Burgold und Herrn Dipl.-Ing. M. Fischer für wertvolle Diskussionen, Herrn Dipl.-Ing. L. Dressler für die Vorbereitung des Meßgerätes, Frau Dipl.-Ing. K. Friedel, Frau G. Harnisch und Frau B. Hartmann für ihre Unterstützung bei Versuchen.

Herrn Dr. rer. nat. V. Breternitz aus dem Fachgebiet Werkstoffe und Elektrotechnik und Herrn Dr.-Ing. A. Harnisch aus dem Fachgebiet Glas- und Keramiktechnologie gilt ebenfalls mein besonderer Dank.

Bei meinen Eltern bedanke ich mich ganz besonders für die umfangreiche Unterstützung während der gesamten Promotionszeit.

Ilmenau, September 2002

Feng Qiao

# Inhaltsverzeichnis

<b>INHALTSVERZEICHNIS.....</b>	<b>I</b>
<b>VERZEICHNIS DER SYMBOLE UND ABKÜRZUNGEN.....</b>	<b>IV</b>
<b>1 EINLEITUNG.....</b>	<b>1</b>
<b><i>KOMPLEX I MIKROWERKZEUGE FÜR DIE MIKROMONTAGE</i></b>	
<b>2 KONZEPTION DER MIKROWERKZEUGEN FÜR DIE MIKROMONTAGE NACH BIOLOGISCHEN PRINZIPIEN.....</b>	<b>4</b>
2.1 Technische Konzepte für die Greifergestaltung aus der Natur.....	4
2.2 Analyse der Problematik Mikromontage und Stand der Technik.....	7
2.2.1 Das Greifsystem.....	7
2.2.2 Anforderung an Greifersysteme und Kenngrößen des Greifers.....	7
2.2.3 Stand der Technik für Mikrogreifer.....	9
2.2.3.1 Einige Beispiele von bekannten Mikrogreifern.....	10
2.2.3.2 Zusammenfassung zum Forschungsstand der Mikrogreifertechnik.....	14
2.3 Untersuchung zur Herstellung mittels Mikrostrukturierungstechnologie.....	16
2.3.1 Werkstoff in der Mikrosystemtechnik.....	17
2.3.2 Technologien in der Mikrosystemtechnik.....	19
2.4 Konzeptauswahl für die Realisierung des Mikrogreifers.....	21
<b>3 KONSTRUKTION UND MIKROTECHNISCHE REALISIERUNG DES GREIFERS.....</b>	<b>24</b>
3.1 Konstruktion eines Mikrogreifers.....	24
3.1.1 Vier-Glied Getriebemechanismus.....	24
3.1.2 Stoffschlüssige Mikrogelenke.....	25
3.1.3 Piezoelektrischer Aktuator.....	26
3.1.4 Kinematik für den Greifprozeß und Gestaltung des Greifers.....	28
3.2 Glastechnologie für die Mikrosystemtechnik.....	31
3.2.1 Herstellung des Mikrogreifers mittels Glastechnologie.....	31
3.2.2 Andere Verfahren in der Glastechnologie für die Mikrosystemtechnik.....	34
3.3 Entwicklung eines Greifers mit der Dickglas-Technologie.....	39
3.3.1 Konstruktion und Optimierung, unterstützt durch FEM-Simulation.....	39

## Inhaltsverzeichnis

3.3.2 Tiefenstrukturierung von Dickglas.....	42
3.3.3 Messergebnis am Greifer.....	44
3.4 Konstruktion für Gelenklager mit Silikon.....	46
3.4.1 Material – Silikongummi.....	47
3.4.2 Konstruktion des Slikongelenkes.....	48
3.4.3 Inspektion der viskoelastischen Eigenschaft von Silikongummi.....	49
3.4.4 Der Einfluß des Füllgrades von Silikongummi auf die Gelenksteifigkeit.....	50
<b>4 REALISIEREN DES SENSITIVEN GREIFENS.....</b>	<b>52</b>
4.1 Technologische Möglichkeit für die Greifersensorik.....	52
4.1.1 Resistive Kraft- und Drucksensoren von Halbleitertechnologie.....	53
4.1.2 Konzeption für Realisierung des sensorischen Effektes auf Glasgreifer.....	55
4.1.3 Untersuchung der technologischen Verfahren für das Wachstum von polykristallinen Si-Filmen auf Glas.....	57
4.2 Sensitives Greifen durch Piezokeramik.....	59
4.2.1 Self-Sensing Effekt von piezoelektrischen Materialien.....	59
4.2.2 Resonante Sensorik für Mikrogreifer.....	62
 <b>KOMPLEX II MIKROWERKZEUGE FÜR DIE MINIMAL-INVASIVE CHIRURGIE</b>	
<b>5 BIONISCHER WEG FÜR MINIMAL-INVASIVE WIRBELSÄULECHIRURGIE.....</b>	<b>67</b>
5.1 Bedeutung und Entwicklung von Minimal-invasiver Chirurgie in Deutschland.....	67
5.2 Einsatz von MIC bei Wirbelsäulenerkrankungen.....	68
5.3 Biologisches Vorbild für minimal chirurgische Eingriffsmethoden: Blattschneider- Ameisen.....	69
5.4 Mechanismus des Vibrationssägens.....	71
5.5 Konzept für Anwendung von Vibrationssägen in Wirbelsäulechirurgie.....	74
<b>6 ULTRASCHALL ALS ENERGIEQUELLE FÜR MATERIALABTRAG.....</b>	<b>77</b>
6.1 Physik des Ultraschalls.....	77
6.1.1 Kraftwirkung des Schallfeldes.....	77
6.1.2 Schallwellenformen und Kenngrößen vom Schallfeld.....	78
6.1.3 Simulation der Schallausbreitung.....	80
6.1.4 Elektromechanische Analogien.....	80
6.1.5 Verfahren zur Ultraschallerzeugung.....	81

## Inhaltsverzeichnis

6.2	Ultraschallerzeugung durch piezoelektrischen Effekt.....	81
6.2.1	Piezoelektrischer Resonator.....	81
6.2.2	Verbundschwinger und Sonotrode.....	82
6.3	US-Übertragung und Anpassung.....	84
6.4	Ultraschall Vibration in der Werkstoff-Bearbeitung.....	85
6.5	Ultraschallgetriebene chirurgische Werkzeuge.....	87
<b>7</b>	<b>ULTRASCHALL BETRIEBENES MIKROWERKZEUG FÜR DIE MINIMAL INVASIVE</b>	
	<b>CHIRURGIE.....</b>	<b>90</b>
7.1	Ultraschallleitung aus Flüssigmetall - Galinstan.....	90
7.1.1	Akustische Eigenschaften von Galinstan.....	91
7.1.2	Kopplung.für die Schallübertragung.....	93
7.1.2.1	Direkte mechanische Kopplung.....	93
7.1.2.2	Indirekte mechanische Kopplung.....	94
7.1.3	Schlußfolgerung.....	98
7.2	Glasfaser als Ultraschallleitung für medizinische Anwendung.....	98
7.2.1	Physikalische Eigenschaft von Glasfasern für die Ultraschallübertragung.....	99
7.2.2	Wechselwirkung von Licht- und Schallübertragung in Glasfasern und Konstruktion für die Kopplung.....	100
7.2.3	Mikrowerkzeug an der Glasfaser.....	101
7.3	Konstruktion des miniaturisierten Werkzeuges.....	103
7.4	Schlußfolgerung.....	104
<b>8</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK.....</b>	<b>106</b>
	<b>LITERATURVERZEICHNIS.....</b>	<b>112</b>

## Verzeichnis verwendeter Symbole und Abkürzungen

$a$	Schallamplitude	[m]
$A$	Querschnittsfläche	[m <sup>2</sup> ]
$B$	Breite	[m]
$\beta$	Wellenzahl	
$c, c_0$	Schallgeschwindigkeit	[m/s]
$c_D$	Schallgeschwindigkeit der Dehnwelle	[m/s]
$c_{tr}$	Schallgeschwindigkeit der Transversalwelle	[m/s]
$c_l$	Schallgeschwindigkeit der Longitudinalwelle	[m/s]
$d$	Dicke des Prüflings	[m]
$d_\phi$	Durchmesser des Transformators	[m]
$((d))$	Matrix von piezoelektrischen Koeffizienten	
$d_{31}$	piezoelektrischer Koeffizient / Quereffekt	[10 <sup>-12</sup> m/V]
$\vec{D}$	elektrische Auslenkung	[C/m <sup>2</sup> ]
$D$	Schalltransmissionsfaktor	
$E$	Schalldichte	[Ws/m <sup>3</sup> ]
$\vec{E}$	elektrische Feldstärke	[V/m]
$\varepsilon$	Mechanische Dehnung (Deformation)	[m]
$((\varepsilon))$	Matrix von Dielektrizitätskonstanten	
$f_p$	Parallelresonanzfrequenz	[Hz]
$f_s$	Serienresonanzfrequenz	[Hz]
$F$	Kraft	[N]
$\xi$	Schallausschlag	[m]
$\eta$	Verlustfaktor	
$h$	Planksches Wirkungsquantum	[J·s]
$h_{13}$	piezoelektrische Deformationskonstante	[V/m]
$H$	Höhe	[m]
$I$	Flächenträgheitsmoment der Querschnittsfläche	[m <sup>4</sup> ]
$J$	Schallintensität	[W/m <sup>2</sup> ]
$k$	K-Faktor (Empfindlichkeit der Druckmessung)	

## Verzeichnis verwendeter Symbole und Abkürzungen

$k_e$	effektiver elektromechanischer Kopplungsfaktor	
$K$	Kompressionsmodul	[N/m <sup>2</sup> ]
$K_c$	die Steifigkeit der Gelenke "C"	[N·m/rad]
$K_R$	äquivalente Steifigkeit vom Gelenk "C" reduziert auf den piezoelektrischen Translator	[N/m]
$L, l$	Länge	[m]
$\Delta L$	Längeänderung	[m]
$\lambda$	Lamésche Konstante	[N/m <sup>2</sup> ]
$\mu$	Lamésche Konstante	[N/m <sup>2</sup> ]
$\mu_L$	die Ladungsträgerbeweglichkeit	
$N$	die Ladungsträgerzahl	
$p$	Schalldruck	[N/m <sup>2</sup> ]
$P$	Elektrische Polarisierung	[C/m <sup>2</sup> ]
$r$	Radius der Beugungen	[m]
$R$	Schallreflexionsfaktor	
$\rho_s$	Schallreflexionsgrad	
$\rho_{sp}$	der spezifische elektrische Widerstand	[ $\Omega \cdot m$ ]
$\vec{\sigma}$	Mechanische Spannung(-svektor)	[Pa]
$t$	Breite von stoffschlüssigem Gelenk	[m]
$\tau$	Schallenergie Transmissionsgrad	
$v$	Schallschnelle	[m/s]
$V$	das Teilchenvolumen	[m <sup>3</sup> ]
$W$	Greifweg	[m]
$Y$	das Youngsche Elastizitätsmodul	[Pa]
$z_w$	Wellenimpedanz	[Ns/m <sup>3</sup> ]
$Z$	Schallkennimpedanz	[Ns/m <sup>3</sup> ]

## Verzeichnis verwendeter Symbole und Abkürzungen

DMS	Dehnungsmeßstreifen
EDP	Ethylendiamin-Pyrocatechol
LIGA	Lithographie, Galvanoformung und Abformung
LWL	Lichtwellenleiter
MBE	Molecular Beam Epitaxie
Nd:YAG	Neodym YAAG
PMMA	Polymethylmethacrylat
PSKM	Pseudo-Starr-Körper-Modell
PZT	Blei-Zirconat-Titanat
RTP	Rapid Thermal Prozesssing
TKE	Temperaturkoeffizient der Empfindlichkeit
TKO	Temperaturfehler bezüglich Nullpunkt
TKR	Temperaturkoeffizient des Widerstandes
TMAH	Tetramethylammonium-Hydroxid
UV	Ultraviolette Strahlung



# 1 Einleitung

„Natur findet die Form“. Die konstruktiven Eigenschaften und Funktionsprinzipien der Lebewesen wurden in Millionen von Jahren der Evolution durch Spezialisierung erworben. Vom Optimieren der Bauwerke nach natürlichen Vorbildern über die strömungsbegünstigende Formgebung des Fischkörpers als Anregung des modernen Schiffbaus bis zur Umsetzung von Nervenplexen in neuronalen Rechnern bietet die Natur oft ein Vorbild für die Technik. Bionik ist keine einfache Naturkopie: Zuerst müssen natürliche Struktur-Funktions-Beziehungen aufgeklärt werden, bevor diese Kenntnisse in ihrer Gesamtheit als Anregungen für technisches Gestalten zu erschliessen sind. Bionik verbindet so die Biologie mit der Technik und gibt als Methode der Umsetzung von Funktionsprinzipien biologischer Systeme dem Konstrukteur eine von der Evolution begründete Logik in die Hand.

## Natur – Vorbild und Inspiration für die Technik

An vielen Stellen lassen sich überraschende Konvergenzen zwischen der Natur und der Technik beobachten ( s. Tab. 1.1 ).

Tab. 1.1 Wo die Natur das Vorbild war [Mat1992]

Natur	Technik
<b>Elektrische Felder</b> Elektrische Impulse zum Beutefang und zur Orientierung (Zitteraal)	Hochfrequente elektromagnetische Impulse zur Orientierung (Radar)
<b>Infrarotstrahlung</b> Beutefang mit Hilfe wärmeempfindlicher Rezeptoren (Grubenotter: Schlangen-Art)	Thermographie
<b>Fasertechnik</b> Spinnfäden der Webspinnen u. Seidenraupe	Kunstfasern
<b>Strömungsgünstige Formgebung</b> insbesondere der Haie und Delphine	Schwimmkörper, Schiffbau
<b>Hängekonstruktion</b> Fangnetze von Spinnen	Neue Stilelemente in der modernen Architektur

Es gibt kaum eine technische Branche, die von den Prinzipien der Natur nicht profitieren könnte:

## I 1 Einleitung

Die Untersuchung des Flugverhaltens von Wanderheuschrecken im Windkanal und deren neuronaler Koordination hilft bei Verwirklichung selbst-optimierender technischer Systeme. Die Forschungsarbeit zur Schallortung der Schleiereule gibt Aufschluß darüber, wie das Gehirn einen an beiden Ohren zeitversetzt eintreffenden akustischen Reiz zu einer einzigen, räumlichen definierten Wahrnehmung verarbeitet, welche sogar Vorbild für höchstintegrierte Schaltkreise sein könnte. Zellkonstante Lebewesen wie Meeresschnecken und Fadenwürmer dienen den Computerforschern als Vorbild für einen neuronalen Supercomputer [Kon1993].

Die Natur hat in Millionen von Jahren Konstruktionsprinzipien entwickelt. „Von der Natur lernen“- diesen Slogan hört und liest man heutzutage immer häufiger. Das Spektrum der natürlichen Vorbilder für Konstruktionen, Verfahren und technische Prozesse ist breit gestreut.

### **Lebewesen – hochspezialisierte Konstruktionen**

Lebewesen sind auch mechanische Konstruktionen. Ihre konstruktiven Merkmale sind in der Evolution hochspezialisiert worden, in einer Weise, wie sie die Technik nicht kennt.

Haie sind ein Vorbild für den U-Bootbau. Mit seiner nahezu stromlinienförmigen Gestalt und seinem rillenförmigen Muster auf der Hautoberfläche verfügt der Hai über eine extreme Wendigkeit. In der Strömungsforschung wird sich dessen Wert auf viele technische Projekte übertragen lassen.

### **Leben – ein selbstbildender Prozess**

„Biologisch heißt auch Bio-logisch“: Die Natur ermöglicht dem Lebewesen eine Selbstanpassung durch dessen adaptives Wachstum. Der Mechanismus biologischer Selbstanpassung durch adaptives Wachstum lagert Material an höherbelasteten Bereichen an und unterläßt weiteren Anbau an unterbelasteten Stellen [Kor1994].

Nach diesem natürlichen Konstruktionsprinzip lassen sich selbstbildende Prozesse in technische Strategien einbinden, um eine lokale Gestaltoptimierung zu realisieren. So wurden die Formen für die zugbeanspruchten Seilnetzkonstruktion wie die Überdachung des Olympiastadions in München oder der Zelt pavillon der Weltausstellung in Montreal bestimmt [Kor1994].

### **Bionik- eine verbindende Disziplin**

Der Begriff „Bionik“ wurde auf einem Kongreß 1960 in Dayton/Ohio von dem amerikanischen Luftwaffenmajor J.E. Steele geprägt. Gemeint war damit sinngemäß ein „Lernen aus der Natur

## I 1 Einleitung

für die Technik“. Es ist nichts anders als eine wissenschaftlich-technische Lebenshaltung, die Technik und Biologie verbindet.

„Von der Natur lernen“ bedeutet, Wissen von den Konstruktionen und Verfahrensweisen der Natur auf die Technik zu übertragen, in dem folgende Kette durchlaufen wird:

Biologie → Technische Biologie → Bionik → Technik

Zuerst muß man erkennen, was die Natur an Lösungen bietet. Dann kann man versuchen, die Gesamtkennntnis auf Anregungsmöglichkeiten für technisches Gestalten durchzusehen. Das gehört zum Bereich „Technische Biologie“. Danach kann dieses bionisch umgesetzt werden. Bionik ist überwiegend eine technische Disziplin. Die Technische Biologie hält den Kontakt zur Biologie, die Bionik den Kontakt zur Technik.

Konstruktionen in der Natur geben Anregungen für technisches Konstruieren. So hat beispielweise das Studium der Schlangenhaut zu rückrutsch-verhindernden Langlaufskiern geführt, das Studium der Honigbienen-Waben zu leichten und dabei hochbelastbaren Lautsprechermembranen, das Studium der Haihaut zu Folienbeschichtung, die den Reibungswiderstand von Flugzeugen verringert, die Übernahme der Art, wie Muskeln funktionieren, zu ruckfreien Stellgliedern in der Robotertechnik und vieles mehr. Bionik wird die Rolle eines wesentlichen Bausteins für eine Biostrategie spielen [Nac1996].

### **Der Einfluß der Bionik auf die Mikrosystemtechnik**

Bei den Lebewesen als aus einem zusammenhängenden Zellmaterial gewachsene „Maschinen“ sind alle Erscheinungsformen des Stoff-, Energie- und Informationswandels eines mechatronischen Systems vorhanden. Allerdings sind ihre „Bausteine“, welchen eine bestimmte Funktion zugeordnet werden soll, nur schwer voneinander abgrenzbar. Mit der durch die Mikro- und Nanotechnologie möglich gewordene Verkleinerung aller funktionstragenden Komponenten können Integrationsdichten erreicht werden, die es ermöglichen, hochgradig komplexe technische Systeme zu erzeugen.

Wegen der vergleichbaren Dimension, Komplexität und hoher Integrationsdichte auf begrenztem Raum bieten Lebewesen als Vorbild der Mikrosystemtechnik mehr Anregung als technische Gebilder in normalen Größenordnungen. Zum Beispiel werden fluidische Mikrogelenke nach dem Spinnenbein-Prinzip [Sch1998][Zen2000] und Nanomotoren auf Basis mechanochemischer Proteine vom Kinesin-Typ entwickelt [Wur1998].

## **Komplex I Mikrowerkzeuge für die Mikromontage**

### **2 Konzeption von Mikrowerkzeugen für die Mikromontage nach biologischen Prinzipien**

Die Natur bietet Vorbilder für die Greiftechnik. Nach der Verfahrensweise: Biologie → Technische Biologie → Bionik → Technik sollte man die Mikrowerkzeuge für die Greiftechnik entwickeln.

#### **2.1 Technische Konzepte für die Greifergestaltung aus der Natur**

Bei der Montage ist Handhabung die wichtigste Aktion. Ein Greifer ist eine Vorrichtung zum Greifen, zeitweisen Festhalten und Ablegen von Objekten mit Hilfe krafterzeugender oder formschlüssiger Elemente. Im Verlauf der Evolution hat die Natur verschiedene Greifmechanismen hervorgebracht.

##### **Menschliche Hand**

Vorbild des Greifers ist die menschliche Hand in ihrer universellen Funktionalität. Die menschliche Hand ist ein überaus flexibles Greifsystem. Sie besitzt mindestens den Freiheitsgrad 22 (Anzahl der voneinander unabhängigen veränderbaren Bewegungskordinaten). Die Geschicklichkeit der menschlichen Hand und der Fingern ist nicht zuletzt deshalb so bewundenswert [Hes1991].

Greifen ist die Grundbewegung, die ausgeführt werden muß, um mit Fingern oder einer Hand ausreichende Kontrolle über einen Gegenstand zu erhalten. Es wurde schon seit langem versucht, die menschliche Greifbewegung nachzubauen. Im Jahr 1920 gab es ein Patent für die technische Nachbildung der menschlichen Hand (s.Bild 2.1).

Beschränkt man sich nur auf Tätigkeiten, die im Rahmen industrieller Arbeiten anfallen, so gibt es einen direkten Zusammenhang zwischen der Anzahl der an einem Griff beteiligten Finger und der Anzahl der zu einem Griff benötigten Werkzeuge. Etwa 70% aller bei der Industriearbeit vorkommenden Griffe lassen sich mit einem Zweibackengreifer ausführen. Die 5-Finger Form bringt keinen zusätzlichen Gewinn für die Greiftechnik. Gründe für die

## I 2 Konzeption von Mikrowerkzeugen für die Mikromontage nach biologischen Prinzipien

Bauform der Hand könnten ihre schlanke Bauform, die kraft- und formpaarige Aufnahmemöglichkeit und ihre Wendigkeit sein.

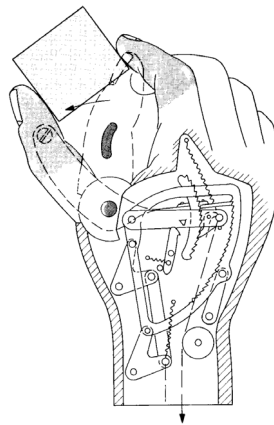


Bild 2.1 Technische Nachbildung der menschlichen Hand [Hes1991].

### Andere Greifmechanismen: Schlange, Fischmaul, Saugfuß

Der Snake-like Greifer ist eine andere technische Gestaltung (s. Bild 2.2). Er realisiert ein völliges Umschließen des Objektes. Die Resultierende der Schließkräfte der Finger ist null. Allen Beschleunigungskräften stehen die Reaktionskräfte des Greifers entgegen.

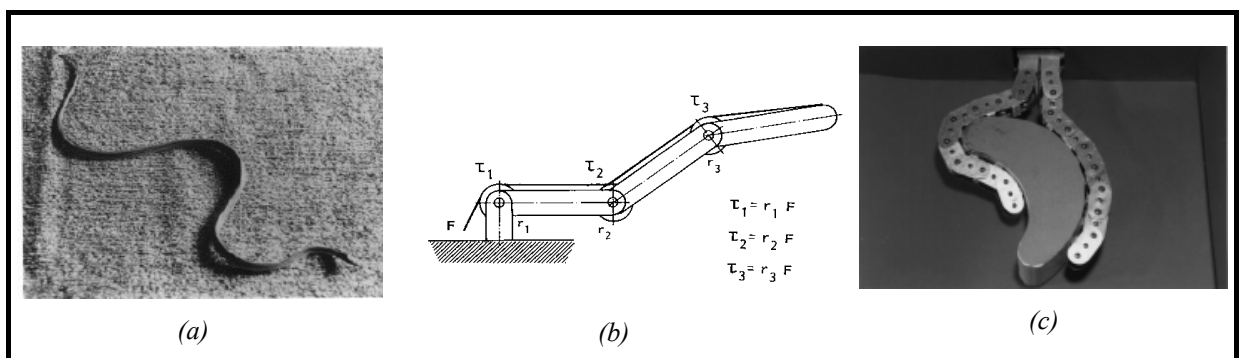


Bild 2.2 (a) Schlange; (b) Snake-like Greifer Mechanismus und (c) die technische Nachbildung eines Snake-like Greifers [Hir1999].

An vielen Stellen lassen sich überraschende Konvergenzen zwischen Technik und Natur beobachten. Eine Übereinstimmung sowie identische Lösung für die Greiftechnik findet man oft in der natürlichen Vorbildern und der Technik. Die Kinematik einer Sorte von Hebelgetrieben, die Greifaufgaben zu erfüllen haben, ist ähnlich dem Greifmechanismus eines Fischmauls. Auch Haftsauger sind nicht neu, das Gegenstück in der Tierwelt sind Saugfüße (s. Bild 2.3).

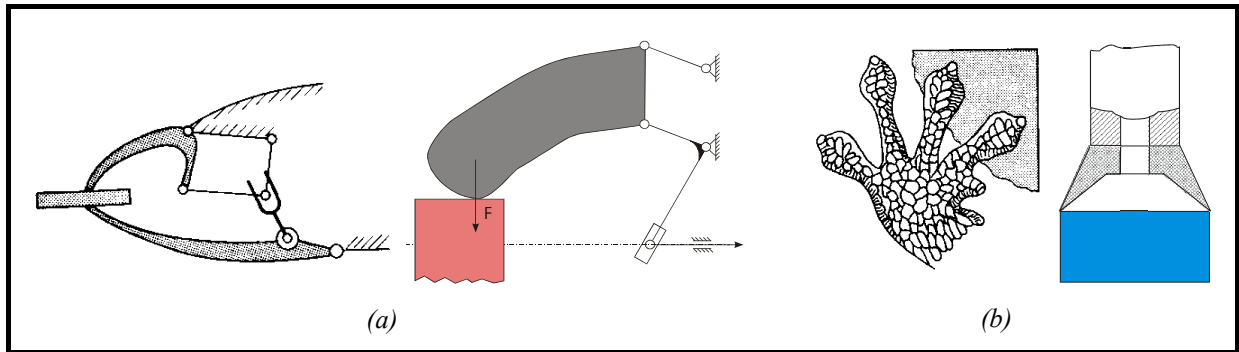


Bild 2.3 Natürliche Greifmechanismen und ihre technische Gegenstücke: (a) Vogelschnabel und Kinematik eines Hebelgetriebes in der Greiftechnik; (b) Saugfüße und Schema eines Vakuumgreifers [Hes1991].

### Anregungen für die Mikromanipulatoren

Wegen der vergleichbaren Dimensionen können die Greiforgane von Insekten als Mikrosystem mit der Spezialisierung der Mikromanipulation betrachtet werden.

Der Energiefluß für ein biologisches Greifsystem ist gleich dem des technischen Systems:

$$AE \text{ (Antriebselement)} \Rightarrow \ddot{U}E \text{ (Übertragungselement)} \Rightarrow WE \text{ (Wirkelement)}$$

Die organischen Antriebssysteme besitzen wenige und äußerst einfache Übersetzungselemente, weil sie über einen Antrieb wie den Muskel mit guter Regel- und Dosierbarkeit verfügen. Die Gliedertiere besitzen auch flexible, faltbare Wirkflächen oder Behorstung und Behaarung am Wirkelement, um den Formschluß zu erhöhen.

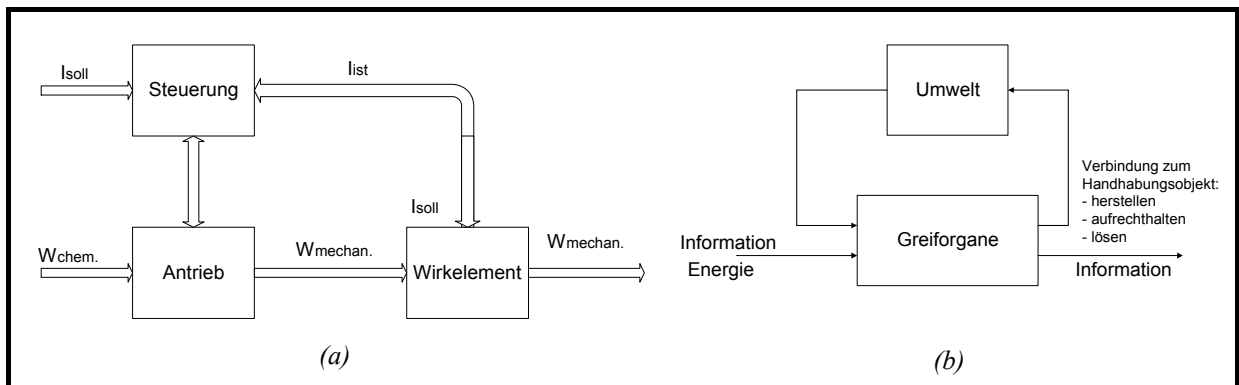


Bild 2.4 (a) Das Funktionsprinzip; (b) Die Gesamtfunktion der Greiforgane der Gliedertiere [Tyl1993].

Außer dem Energiefluß besteht noch ein hochvernetzter Informationsfluß in den biologischen Gebilden. Der ganze Greifvorgang ist durch ein Steuerungselement unter Wechselwirkung mit der Umgebung realisiert ( s. Bild 2.4 ).

Der Vergleich zwischen Natur und Technik liefert eine gute Analogie. Diese Analogien auszunutzen, kann mit konventionellen technischen Möglichkeiten nicht gelingen. Das Greifsystem der Organismen ist ein höchstintegrierter, sehr komplexen Aufbau. Nur unter

## **I 2 Konzeption von Mikrowerkzeugen für die Mikromontage nach biologischen Prinzipien**

Einbeziehung verfügbarer Mikrotechnologien können solche hochgradig komplexen technischen Systeme erzeugt werden.

### **2.2 Analyse der Problematik Mikromontage und Stand der Technik**

In automatisierten Fertigungsprozeß ist der Einsatz von Handhabungssystemen notwendig. Das Greifen ist die wichtigste Teilaufgabe der Handhabung. Ein Greifvorgang ist eine Aktion zum Erfassen und Manipulieren eines Objektes durch einen Greifer.

#### **2.2.1 Das Greifsystem**

In der Handhabungstechnik stellt der Greifer die Verbindung zwischen Handhabungsgerät und dem Handhabungsobjekt her. Zu den Hauptaufgaben eines Greifers zählen das Ergreifen des Greifobjektes an einer definierten Stelle, sein sicheres Halten bei der Bewegung des Gerätes sowie die Freigabe des Objektes an einem bestimmten Ort des Arbeitsraumes.

Der Greifvorgang ist ein komplizierter Prozeß. Der Greifvorgang kann in zwei Phasen gegliedert werden:

- Herstellen und Sichern eines Kontaktes zwischen Handhabeobjekt und Greiforganen;
- Manipulation des Objektes mit oder im Greifer.

Der Greifvorgang läßt sich mit einem komplexen Greifsystem realisieren. Ein Greifsystem enthält Antriebssystem, Wirksystem, Sensorsystem, Trägersystem und Steuersystem [Hes1991]. Ein effizientes Greifsystem benötigt präzise Positionierung und stellt hohe Anforderung an das Steuerungssystem.

#### **2.2.2 Anforderung an Greifersysteme und Kenngrößen des Greifers**

Der Greifer ist ein aktives System und muß gesteuert werden. Die Greifersteuerung hat die Aufgabe, alle erforderlichen Aktionen zu steuern und gegebenenfalls auch die Auswertung der dazu erforderlichen Signale vorzunehmen.

Der Trend führt zu einem intelligenten Greifsystem. Folgende Steueraktionen können notwendig sein:

- Öffnen und Schließen bzw. Ein/Aus von Wirkelementen;
- Positionssteuerung von Greiferfingern (Greifweite);

## I 2 Konzeption von Mikrowerkzeugen für die Mikromontage nach biologischen Prinzipien

- Greifkraftsteuerung, damit gegriffene Werkstücke nicht abgeworfen und auch nicht beschädigt werden;
- Auswertung und Verarbeitung der Sensorsignale von Sichtsystemen, Entfernungsmessern u.a..

Dafür sind verschiedene Sensoren nötig, wie z.B. Ultraschall- und Infrarotsensor zur Lageerkennung und Abstandmessung, Kraftsensor am Greiferarm und taktiler Sensor zur Greifkraftregelung (s. Bild 2.5 ).

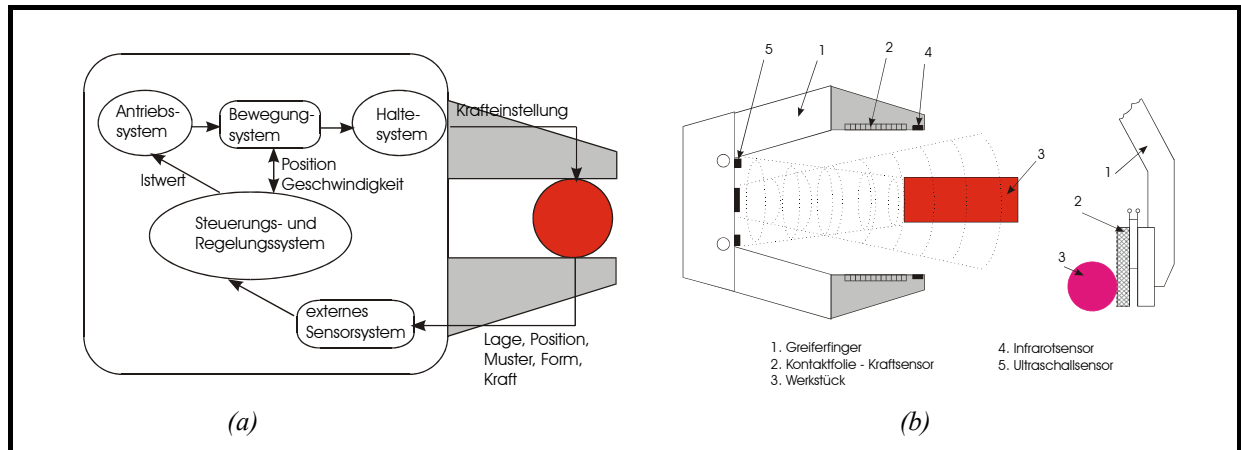


Bild 2.5 (a) Prinzip eines intelligenten flexiblen Greifersystems; (b) Verschiedene Greifersensoren [Hes1991].

Bei der Gestaltung der Greifer müssen die in Tab. 2.2 dargestellten greifer- und objektbezogenen Kenngrößen einander angepaßt werden.

Tab. 2.2 Wichtige Greiferkenngrößen [Hes1991]

Greiferbezogene Kenngrößen	Objektbezogene Kenngrößen
- Anzahl der Kontaktebenen	- Objektform
- Greifkraft	- Objektmasse
- Greifbereich	- Objektgröße
- Sensorik	- Objektlage

### Anforderung an Mikrogreifer für die Mikromontage

Mikrogreifer können auch analog zu konventionellen Greifern eingesetzt werden. Die Klassifizierung klassischer Greifer bietet eine Basis, Mikrogreifer zu entwickeln.

Die lineare Massenreduzierung dieser Greifsysteme ist mit den vorhandenen Technologien der Feinwerktechnik ausgeschlossen. Mikrogreifer haben zusätzliche Kenngrößen bzw. andere Einstellungsmerkmale. Die Einschränkung bei der Übertragung von Wirkprinzipien



## I 2 Konzeption von Mikrowerkzeugen für die Mikromontage nach biologischen Prinzipien

aus der Makrowelt auf die Mikrotechnik ergeben sich aus den technologischen Bedingungen und den Besonderheiten der Miniaturisierung. Hierzu zählen die technologischen Besonderheiten, die Materialeigenschaften sowie die konstruktionstechnischen und antriebstechnischen Merkmale.

Wegen der Dimension ist die Montage von Schrauben in Mikrosystem fast unmöglich oder sehr zeit- und kostenaufwendig. Dies stellt auch neue Anforderung an die Getriebe. Auf Zahnradgetriebe oder Schraubengetriebe muß verzichtet werden. Hebelgetriebe können nur durch stoffschlüssige Gelenke realisiert werden.

Die Greifaufgabe der Mikromontage stellt andere Anforderung an die Antriebe, wie Bauraum, Zeitkonstante, Temperaturbereiche, Energiedichte, Reinraumtauglichkeit, Reproduzierbarkeit der Stellbewegung und die Möglichkeit der Integration von Sensorik [Gra1996]. Entsprechend dem Antrieb sollte die gesamte Gestaltung für Mikrogreifer neu konzipiert werden.

Die Anforderungen an Greifer für die Mikromontage können wie folgt zusammengefaßt werden:

- kostengünstiger Aufbau ohne aufwendige Montagearbeit;
- kleine Abmessung, kompakte Form und geringes Gewicht;
- Reinraumtauglichkeit;
- Fähigkeit von Messung und Regelung der Greifkraft, damit empfindliche Objekte nicht beschädigt werden;
- Flexibilität hinsichtlich der Objektform und Objektgröße;
- Praxisrelevante Lebensdauer.
- Um die in der Mikromontage erforderlichen Genauigkeiten mit hoher Prozesssicherheit zu erreichen, ist die Integration von geeigneter Sensorik und Steuerung unabdingbar;
- Mit normungsrelevanter Schnittstelle (mechanische, elektrische), damit der Greifer einfach am Trägerelement montiert werden kann und austauschbar ist [Din1999].

### 2.2.3 Stand der Technik für Mikrogreifer

Mit zunehmender Komplexität und Integrationsdichte der zu fertigenden Systeme gewinnt die Mikrogreifertechnologie als unverzichtbarer Schritt mikromontagetechnischer Prozesse zunehmend an Bedeutung.

### 2.2.3.1 Einige Beispiele von bekannten Mikrogreifern

#### Greifer mit Formgedächtnisaktoren

Am Institut für Werkzeugmaschinen und Fertigungstechnik, Technische Universität Braunschweig, wurden mechanische Miniaturgreifer mit Formgedächtnisantrieb entwickelt (s. Bild 2.6 (a)).

Ihre technische Eigenschaften bezüglich Merkmalen für Mikrogreifer können wie in Tab. 2.3 gliedert werden.

Tab. 2.3 Eigenschaften des Greifers mit Formgedächtnisaktoren

Aktorik	Antrieb durch Formgedächtnisaktoren. Aufgrund der elektrischen Beheizung der Formgedächtnisaktoren ist eine Dosierung der Greifkraft möglich.	
Getriebe	Einteiliges Greifergetriebe mit stoffschlüssigen Gelenken	
Sensorik	Die Greifbacken können auch mit Kraftsensoren ausgerüstet sein.	
Material	Mikrogreifer aus Kunststoffen und superelastischen Nickel-Titan-Legierungen mit stoffschlüssigen und damit spielfreien Gelenken.	
Herstellung	Feinwerktechnisches Verfahren	
Greifersystem	<ol style="list-style-type: none"><li>1. Durch Austausch der Greifbacken kann der Greifer unterschiedlichen Handhabungsobjekten angepaßt werden;</li><li>2. Die Greifbacken können auch mit Kraftsensoren ausgerüstet sein.</li></ol>	
Realisierte Parametern	- Greifweg	1 mm;
	- Greifkraft:	0,4 N;
	- Greif- und Lösezeit:	0,3 s;
	- Masse:	1,5 g;
	-Abmessungen:	23×17×5 mm <sup>3</sup> .

Greifer mit Formgedächtnisaktor sind aufgrund der hohen Energiedichte und des großen Stellwegs (bis zu 8% der Aktorlänge ) besonders für die Miniaturisierung geeignet. Jedoch werden die Aktoren nach diesem Prinzip noch feinwerktechnisch im Greifsystem befestigt (Schraubverbindung). Versehen mit Sensoren und Steuerung wird ein Mikromontageroboter auf Basis dieses Mikrogreifers aufgebaut (s. Bild 2.6).

## I 2 Konzeption von Mikrowerkzeugen für die Mikromontage nach biologischen Prinzipien

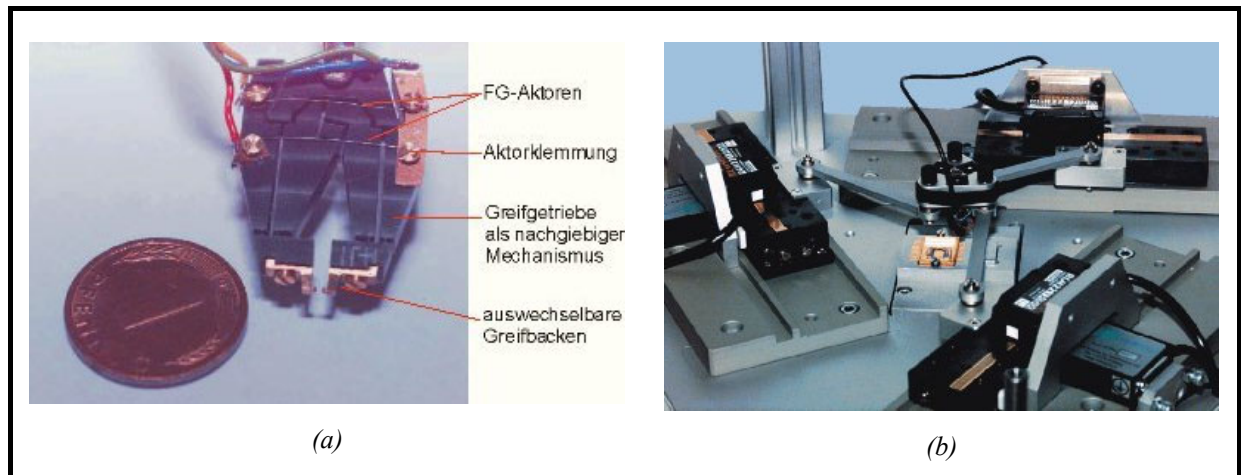


Bild 2.6 (a) Mikrogreifer mit Formgedächtnisantrieb; (b) Mikromontageroboter mit ebener Tripod-Struktur auf Basis dieses Greifers [Raa2000].

### Silizium-Greifer mit thermischem Antrieb

In Microlab in Berkeley werden Mikrogreifer aus einkristallinem und polykristallinem Silizium entwickelt.

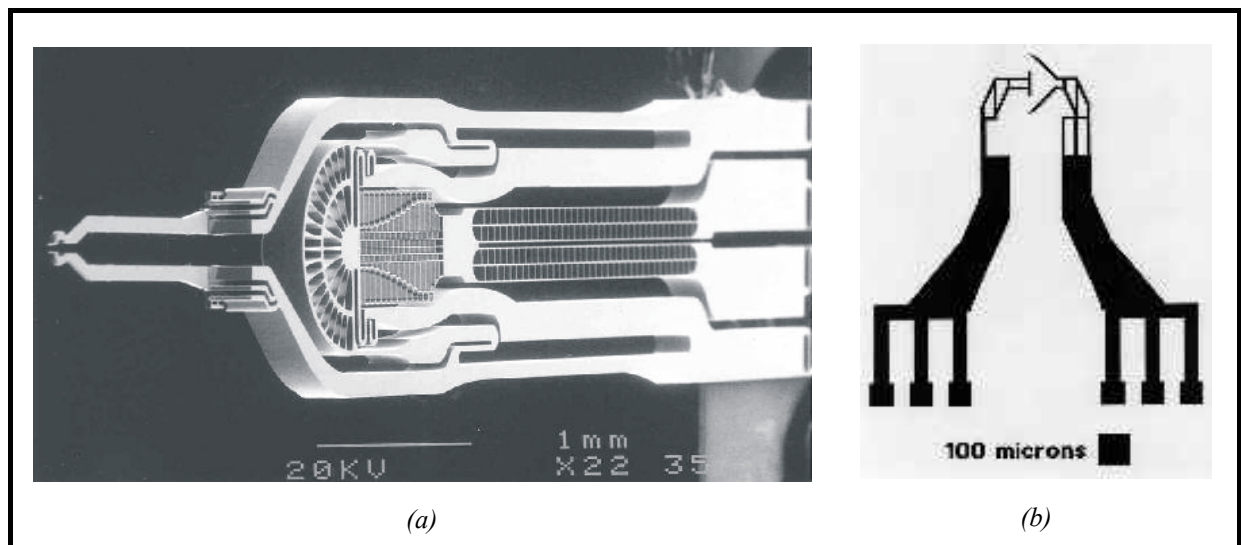


Bild 2.7 (a) Mikrogreifer hergestellt mit einkristalliner Silizium mit integriertem thermischem Aktor; (b) Eine der Greiferbackenformen [Mem2001].

Tab. 2.4 Eigenschaften des Silizium-Greifers mit thermischem Antrieb

Aktorik	Thermischer Antrieb
Getriebe	Stoffschlüssiges Gelenk
Sensorik	Kraftsensor auf Basis der Siliziumtechnologie, z.B. durch Bor-Implantation.

## I 2 Konzeption von Mikrowerkzeugen für die Mikromontage nach biologischen Prinzipien

Material	Einkristallines und polykristallines Silizium
Herstellung	Hohes Aspektverhältnis bis zu 20:1 in Silizium kann mit folgenden Verfahren hergestellt werden. (1) naßchemisches Ätzen in KOH-Lösung; (2) RIE mit Cl <sub>2</sub> und Bosch Prozess; (3) HEXSIL Gußverfahren.
Greifersystem	Einfache Schnittstelle zum Aufbau
Realisierte Parameter	Abmessungen: 2~100 µm in Breite, 10~5000 µm in Länge, 20~500 µm in Dicke.

### Mikrogreifer mit Nanomotor als Antrieb

Bild 2.8 zeigt die Mikrogreifer von der Firma *Bartels Mikrotechnik GmbH*. Es hat einen Nanomotor von Firma *Klocke Nanotechnik* als Antrieb.

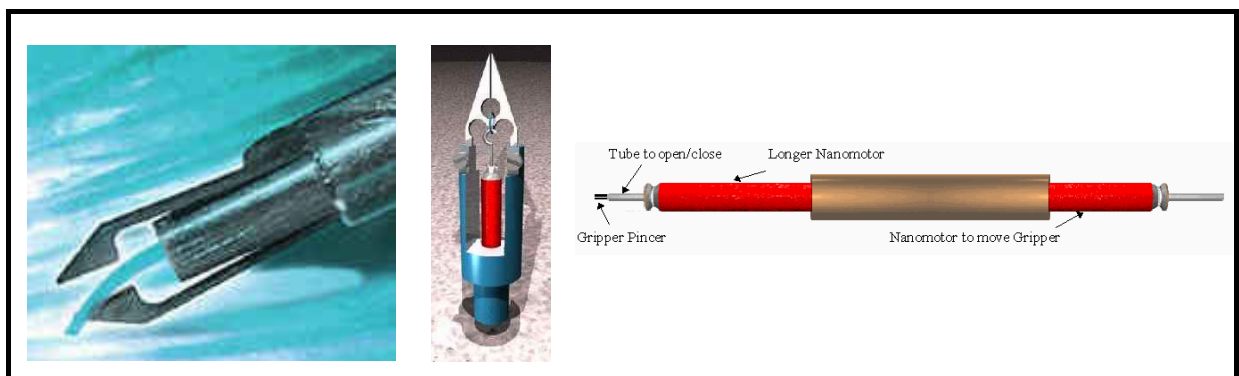


Bild 2.8 Mikrogreifer von der Firma *Bartels Mikrotechnik GmbH* und Nanomotor von der Firma *Klocke Nanotechnik* [Bar2002] [Klo2002].

Tab. 2.5 Eigenschaften des Bartels-Greifers mit Nanomotor-Antrieb

Aktorik	Nanomotor, welcher eine Positionierungspräzision in Subnanometer ermöglicht.
Getriebe	Stoffschlüssiges Gelenk
Sensorik	Aufrüstung mit externem Kraftsensor
Material	Edelstahl, verschiedene Kunststoffe und Nickel-Titan-Legierung
Herstellung	Feinwerktechnisches Verfahren
Greifersystem	Der Greifer kann mit Positioniersystem kombiniert werden, um eine Mikro-Assembling-System zu bilden.

Realisierte Parametern - 0,6 mm Greifweg;  
- max. Greifkraft 20 mN;  
- max. Objektgröße 10 mm.

### Wertung der Mikrogreiferrealisierungen

Zu den oben beschriebenen Beispielen ist es zu bemerken, daß nicht alle realisierten Greiferlösungen aus dem Standardwerkstoff der Mikrosystemtechnik (Silizium) hergestellt sind. So haben neben Metallen (Stahl und Titan) auch Kunststoffe eine große Bedeutung. Die Greifer bestehen aus verschiedenen Werkstoffen, haben verschiedenen Antriebstypen und sind mit moderner Mikrosystemtechnologie oder mittels Feinwerktechnik hergestellt. Bei manchen wird noch ein nachfolgender Montageprozeß gebraucht.

Das Übergreifen zwischen den Gebieten der Feinwerktechnik und der Mikrosystemtechnik stellt zur Zeit ein Hauptproblem für die Realisierung von Greifern dar. Die Einordnung der Greifer im Bild 2.9 zeigt keine eindeutige Abgrenzung zwischen Mikro- und Makrowelt, sowie Mikrotechnik und Feinwerktechnik. Die Gruppe 5, mikrotechnische Herstellung, Einsatz sowohl in Mikro- als auch im Feinmechanik wird praxisbezogen ein Forschungsschwerpunkt in der Zukunft sein müssen.

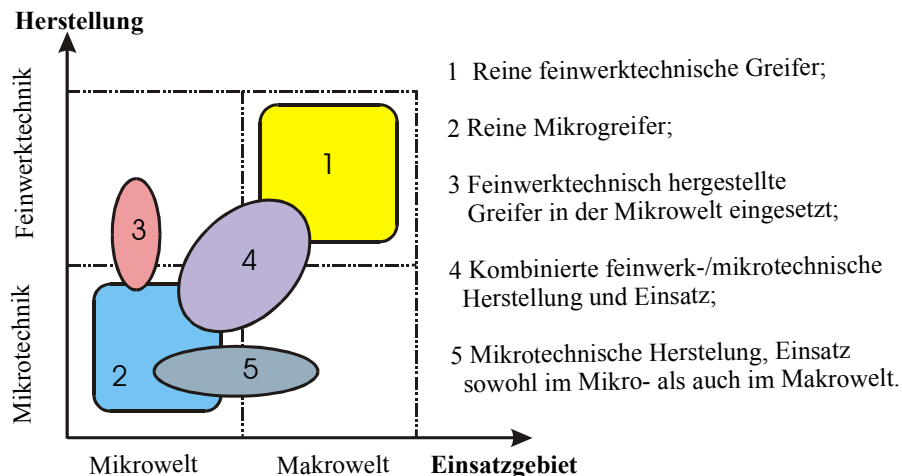


Bild 2.9 Einordnung der Greifer nach Herstellung und Einsatzgebiet [Sal1997].

### 2.2.4 Zusammenfassung zum Forschungsstand der Mikrogreifertechnik

Die Einteilung der Greifer kann nach verschiedenen Ordnungsmerkmalen erfolgen.

## I 2 Konzeption von Mikrowerkzeugen für die Mikromontage nach biologischen Prinzipien

### 1. Nach Aktortypen

In Tab. 2.6 werden die zur Zeit entwickelten Mikrogreifer nach Aktortypen gelistet.


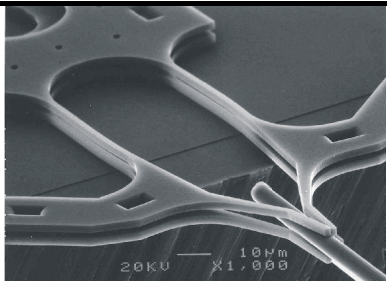

Tab. 2.6 Mikrogreifer geordnet nach Aktortypen

Aktortypen	Anbieter
Adhäsion	IPA/FhG, Deutschland
Vakuum Saug	IPA/FhG, Deutschland
Piezoelektrischer Antrieb	Piezosystem Jena, Deutschland
Elektrostatischer Antrieb	IWF, TU-Braunschweig, Deutschland
SMA-Aktor	IWF, TU-Braunschweig, Deutschland
SMA-Schicht	Microtechnology Center Lawrence Livermore National Laboratory, USA <a href="http://www-lasers.llnl.gov/mtp/gripper.html">http://www-lasers.llnl.gov/mtp/gripper.html</a>
Taktile SMA-Greifer	Faulhaber GmbH&Co KG, Deutschland
Thermischer Antrieb	EPFL, Lausanne, Schweiz <a href="http://dmtwww.epfl.ch/ims/">http://dmtwww.epfl.ch/ims/</a>
Thermisch bimorpher Aktor	Center of Mechanics, ETH Zürich, Schweiz <a href="http://www.ifm.ethz.ch/research/nano-4.html">http://www.ifm.ethz.ch/research/nano-4.html</a>
Nanomotor	Bartels Mikrotechnik GmbH, Deutschland

### 2. Nach Anwendungsbereich

Folgende Tabellen listen einige Beispiele von Mikrogreifern mit Anwendungen in der Mikrooptik und in der Minimal-Invasiven Chirurgie auf.

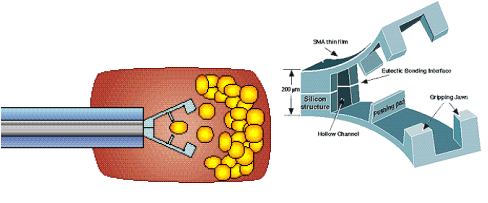
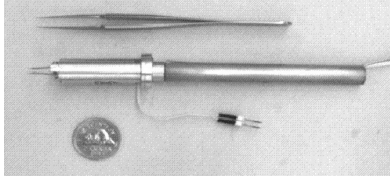
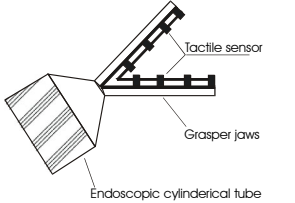
Tab. 2.7 Mikrogreifer mit Anwendung in der Mikrooptik

		
Greifer nimmt eine Glasfaser mit Durchmesser von 100 µm.	Greifen einer Glasfaser mit 5 µm- Durchmesser.	Greifen Mikrolinse mit Durchmesser von weniger als 0,35 mm.

## I 2 Konzeption von Mikrowerkzeugen für die Mikromontage nach biologischen Prinzipien

Mikrogreifer von <i>Bartels Mikrotechnik GmbH</i> , <a href="http://www.bartels-mikrotechnik.de">http://www.bartels-mikrotechnik.de</a> ; Aktor ist Nanomotor von <i>Klocke Nanotechnik</i> , <a href="http://www.nanomotor.de/">http://www.nanomotor.de/</a> .	<i>MEMS Precision Instruments</i> , <a href="http://www.memspi.com/">http://www.memspi.com/</a> , und <i>Microlab</i> in Berkeley <a href="http://www-microlab.eecs.berkeley.edu:8080/ckeller/products.html">http://www-microlab.eecs.berkeley.edu:8080/ckeller/products.html</a> .	<i>(High Precision Robotics Group, ISR-DMT-EPFL, CH-1015 Lausanne)</i> <a href="http://dmtwww.epfl.ch/isr/hpr/sma.html">http://dmtwww.epfl.ch/isr/hpr/sma.html</a> .
--	--	---

Tab. 2.8 Mikrogreifer mit Anwendung in der Minimal-Invasiven Chirurgie

		
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Material: Silizium;</li> <li>- Aktor: Ni-Ti-Cu Film;</li> <li>- Greifkraft; 13 mN;</li> <li>- Anwendungstemperatur: 30°C~70°C</li> <li>- kleinste Dimension: 1 mm × 0,2 mm × 0,4 mm.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Material: Edelstahl;</li> <li>- Ausgerüstet mit Kraftsensor;</li> <li>- Integriert in Bewegungseinheit mit F = 6.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Substrat: Plexiglas</li> <li>- Greiferzähne: Silizium;</li> <li>- Integrierter taktiler Sensor aus PVDF.</li> </ul>
Lawrence Livermore National Laboratory, USA <a href="http://www.lasers.llnl.gov/mtp/gripper">http://www.lasers.llnl.gov/mtp/gripper</a>	The University of British Columbia, Vancouver, Canada <a href="http://www.ee.ubc.ca/ims">http://www.ee.ubc.ca/ims</a> .	Simon Fraser University, Burnaby, Canada.

Zum Stand der entwickelten Greifertechnik können folgende Schlußfolgerungen für die Entwicklung von Mikrogreifern gezogen werden:

- 1) Die Konstruktion des Mikrogreifers sollte sich der Anwendung anpassen, z.B. für das Greifen von Wellenleitern sollten geeignete Greifarme und Greifbackenformen benutzt werden. Gefordert wird eine fertigungsgerechte Konstruktion mit geringem Montageaufwand.
- 2) Integrierte Sensorik für die Kraftmessung und CCD-Kamera für die Beobachtung.
- 3) Automatisierung: Integrierbar in automatisierte Werkzeugen und Robotern.
- 4) Geeignete Schnittstelle: Die Schnittstelle sollte die Anforderungen sowohl fürs mechanische Montieren als auch für die elektrische Kontaktierung erfüllen.

## I 2 Konzeption von Mikrowerkzeugen für die Mikromontage nach biologischen Prinzipien

Der Vorteil der modernen Mikrosystemtechnologie gegenüber traditioneller Feinmechanik liegt in der erreichbaren Kleinheit und Genauigkeit. Außerdem können Greifer in großer Anzahl mit hoher Reproduzierbarkeit auf einem Wafer hergestellt werden. Der Nachteil ist aber, daß mit der Silizium- und Glastechnologie normalerweise nur 2,5-dimensionale Strukturen hergestellt werden können.

### 2.3 Untersuchung zur Herstellung mittels Mikrostrukturierungstechnologie

Bei der Entwicklung von Greifsystemen für den Einsatz in der Mikrosystemtechnik wurde von einer mikrotechnologischen Basis ausgegangen.

#### 2.3.1 Werkstoff in der Mikrosystemtechnik

Silizium und Glas sind zwei Standardwerkstoffe in der Mikrosystemtechnik. Beide zeichnen sich durch entsprechende verfügbare Standardtechnologien aus.

Silizium besitzt ein kubisch flächenzentriertes Kristallgitter. Aufgrund der Anisotropie des Siliziumkristalls hängen auch die mechanischen Eigenschaften von der Kristallrichtung ab [Kle1983]. Zum Beispiel fürs verallgemeinerte Hookesche Gesetz

$$\sigma = \varepsilon \cdot E \quad (2.1)$$

$\sigma$  - Spannung

$\varepsilon$  - Dehnung (Deformation)

ist der Youngsche E-Modul in verschiedenen Kristallorientierungen unterschiedlich (s. Tab. 2.9).

Tab. 2.9 E-Modul-Werte für monokristallines Silizium [ $10^{11} \text{ N/m}^2$ ] [Büt1991]

$E_{\langle 100 \rangle}$	$E_{\langle 110 \rangle}$	$E_{\langle 111 \rangle}$
1,30	1,69	1,88



## I 2 Konzeption von Mikrowerkzeugen für die Mikromontage nach biologischen Prinzipien

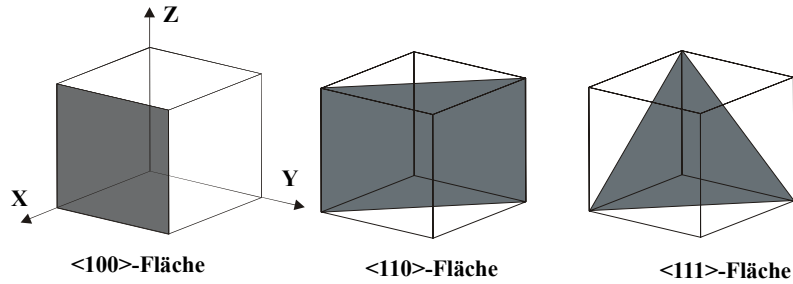


Bild 2.10 Wichtige Silizium-Kristallebenen in einem kubischen Kristall.

Vorteilhafte mechanische Eigenschaften von Silizium sind die Hysteresefreiheit, die Alterungsbeständigkeit, gute Linearität unter der Bruchgrenze. Weitere Vorteile von Silizium gegenüber traditionellen Werkstoffen sind die Temperaturbelastbarkeit, Korrosionsbeständigkeit, gute Wärmeleitung und chemische Resistenz.

Silizium ist das Material, das man derzeit mit höchster Reinheit und größter Kristallperfektion in ausreichender Menge und vielfältigen geometrischen Abmessungen zu niedrigem Preis herstellen kann [Vdi88]. Weiterhin bietet Silizium die beste Basis für die hybride oder monolithische Integration von mechanischen und elektrischen Funktionsgruppen.

Im Gegensatz zum Silizium ist Glas ein amorpher Werkstoff, der keine spezielle Kristallorientierung besitzt. Das bedeutet, daß das Material Glas in allen Richtungen die gleichen mechanischen und chemischen Eigenschaften besitzt und in einem Ätzprozeß in alle Richtungen isotrop geätzt wird. Um tiefe Strukturen mit einem hohen Aspektverhältnis herstellen zu können, werden spezielle fotostrukturierbare Gläser eingesetzt.

Glas besitzt auch die obengenannten vorteilhaften mechanischen Eigenschaften von Silizium: Hysteresefreiheit, Alterungsbeständigkeit und gute Linearität unter der Bruchgrenze.

Außer Silizium und Glas finden Polymere (Kunststoff) immer mehr Anwendungen in der Mikrosystemtechnik. Sie eignen sich als Abformkörper in der LIGA-Technik, Gehäuse und Umhüllungen für die Mikroelemente [Ger1997]. Gegenwärtig werden sie immer mehr als Mikrofunktionselement benutzt, z.B. wie für mikrofluidische Analysesysteme. Besonders bemerkenswert ist die Möglichkeit, Polymere sowohl als Aktorwerkstoffe als auch als Konstruktionswerkstoffe in Mikrosystem einzusetzen [Wur1996] [Sme2000].

In Tab. 2.10 werden einige mechanische Parameter von Silizium, fotoempfindlichen Gläsern und Polymeren aufgelistet.

## I 2 Konzeption von Mikrowerkzeugen für die Mikromontage nach biologischen Prinzipien

Tab. 2.10 Werkstoffe (Silizium, Glas, Polymere) in der Mikrosystemtechnik und typischer Werte ihrer Eigenschaften [Mes2000][Büt1991][Sal1997]

Werkstoff	Dichte (g/cm <sup>3</sup> )	E-Modul (Gpa)	Wärmeleitfähigkeit (W/mK)	Lin. Wärmeausd.- Koeff. (10 <sup>-6</sup> /K)	Glasübergangs- temp. (°C)
Diamant	3,5	1035	2000	1	-
Stahl max. Härte	7,8	210	97	12	-
Aluminium	2,7	70	236	25	-
SiO <sub>2</sub>	2,5	73	1,4	0,55	-
Silizium	2,329	170	156	2,54	-
Foturan-Glas	2,37	78	1,35 20°C	8,6	465
FS21-Glas	2,3758		1,19 25°C 1,5 150°C 2,06 300°C	10,6±0,13	450
PVC	1,38	2 ... 3	0,16	80	-
PMMA	1,18	3,3	0,19	80	106
Polyimid	1,42	3,0	0,4 ... 0,5	35 ... 100	-

### 2.3.2 Technologien in der Mikrosystemtechnik

#### Ätzverfahren für Silizium

Auf der Basis der Si-Planartechnologie für die Herstellung integrierter Schaltkreise wurden die Verfahren der Si-Mikromechanik entwickelt. Das Siliziumätzen stellt für die Mikromechanik einen dominierenden Prozeßschritt dar. Man unterscheidet dabei Trockenätzverfahren und Naßätzverfahren.

Trockenätzverfahren wurden in der Si-Mikromechanik aufgrund der geforderten Struktur tiefen und lateralen Dimensionen im Vergleich zu Mikroelektronik wenig eingesetzt. Die Entwicklung des „BOSCH-Prozesses“ eröffnet eine neue Methode für die Tiefstrukturierung in Silizium. Mit ICP (Inductive Coupled Plasma)-unterstütztem Trockenätzenverfahren werden HARS (High Aspect Ratio Structures) von mehreren Hundert Mikrometer Tiefe in wenigen Stunden gefertigt.

## I 2 Konzeption von Mikrowerkzeugen für die Mikromontage nach biologischen Prinzipien

Naßchemische Ätzverfahren unterscheidet man wiederum in isotrope und anisotrope Ätzverfahren. Letztere besitzen für die Mikrosystemtechnik eine Schlüsselrolle, da hier die unterschiedlichen Ätzraten für die einzelnen Kristallrichtungen gezielt zur Formgebung der Elemente ausgenutzt werden. Die verbreitesten Ätzmittel für die anisotrope Siliziumstrukturierung sind wäßrige alkalische Lösungen wie KOH, NaOH oder LiOH, und aminhaltige Gemische wie EDP (Ethyldiamin-Pyrocatechol) oder TMAH (Tetramethylammonium-Hydroxid) [Mes2000]. Die Ätzrate im Falle der Verwendung von alkalischen Lösungen ist stark abhängig von der Konzentration und der Temperatur des Ätzmittels [Heu1991].

Für die Erzeugung von Ätzgruben, die eine definierte Tiefe haben, bietet die anisotrope Ätzung aufgrund der extrem niedrigen  $\langle 111 \rangle$ -Ätzgeschwindigkeit bestimmt Strukturierungsregeln (s. Bild 2.11).

Tab. 2.11 Anisotrope Ätzlösungen für Silizium [Mes2000]

Ätzlösung	KOH	EDP	TMAH
Konzentration	30%	4 mol% Pyrocatechol	2 Gewichts-%
Bearbeitungstemperatur (°C)	80	20	80
Typ. Ätzrate in $\langle 100 \rangle$ (µm/h)	60	35	40
Ätzrateverhältnis (ÄR $\langle 100 \rangle$ / ÄR $\langle 111 \rangle$ )	50	100	50

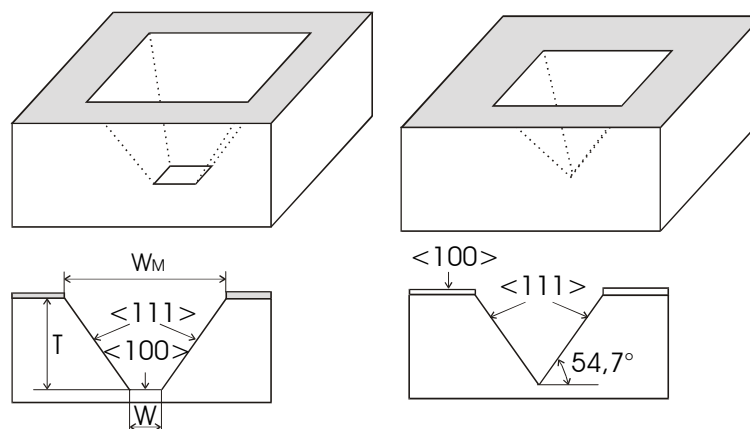


Bild 2.11 Anisotrop ätzbare Formen auf  $\langle 100 \rangle$ -Si [Mes2000].

Als Anisotropie werden hier die unterschiedlichen Ätzraten in Abhängigkeit von den einzelnen Kristallrichtungen bezeichnet. Ursache für dieses Phänomen ist die

## I 2 Konzeption von Mikrowerkzeugen für die Mikromontage nach biologischen Prinzipien

Flächenbesetzungsdichte und die unterschiedliche dreidimensionale Bindungsvernetzung der Si-Atome in den verschiedenen Kristallebenen.

### Mikrostrukturierung von Glas

Im Gegensatz zum kristallinen Silizium ist Glas ein amorpher Werkstoff, der keine spezielle Kristallorientierung besitzt. Bei fotostrukturierbaren Gläsern kann durch eine räumlich gezielte Belichtung mit energiereicher UV-Belichtung in den belichteten Bereichen eine partielle Kristallisation angeregt werden. Eine anschließende gezielte Wärmebehandlung erzeugt die eigentliche Kristallisation in den belichteten Bereichen. Durch diese Prozesse wird in Glas eine „Anisotropie“ induziert. Die Kristallphase weist im Vergleich zum amorphen Glas erhöhte Löslichkeit in Flußsäure auf. Dies ermöglicht die Strukturierung von komplizierten und hochempfindlichen Bauteilen. Das Ätzverhältnis  $T : W_a$  kann bis ca. 20:1 erreichen, und die Seitenwände geätzter Öffnungen sind nahezu senkrecht. Genaue Erklärung wird im Abschnitt 3.2 gegeben werden.

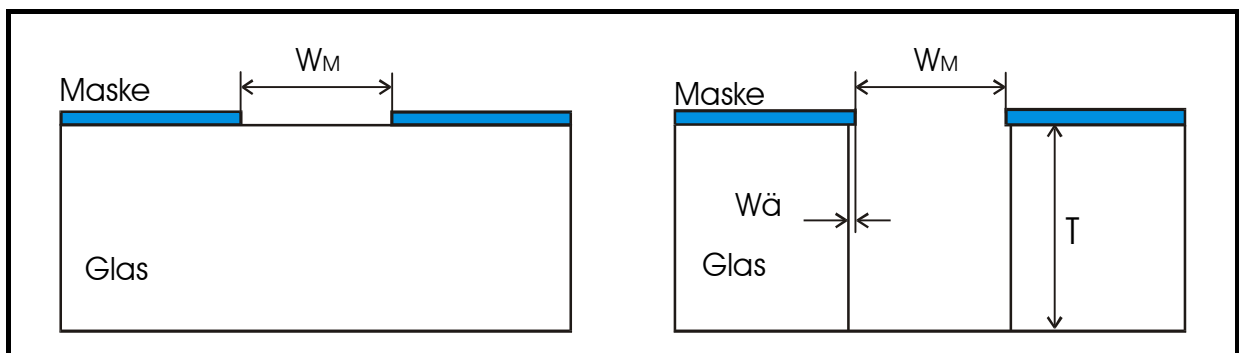


Bild 2.12 Anisotrop geätzte tiefe Struktur mit nahezu senkrechten Wänden im fotosensiblen Glas.

### Polymertechnologie

Übliche Herstellungsverfahren sind Spritzgießen, Heißprägen, Sintern. Die Entwicklung von Polymer- und Kunststofftechnologie hat es ermöglicht, präzise Mikrostrukturen mit sehr hohen Aspektverhältnissen (bis 100), kleinen Strukturgrößen (bis in den Submikrometerbereich) bei sehr kleiner Kantenrauigkeit herstellen [Jen2001]. Im EPEL, (Lausanne) Schweiz wird auch versucht, Mikrokanäle für Mikrofluidsysteme mittels photoempfindlichem Polymer herzustellen [Ren1998].

Die Wissenschaftler vom „Berkeley Sensor&Actuator Center“ haben mit dem Lithografieprozeß der Silizium-Fertigungstechnologie 3-D Mikrostrukturen mit hohem Aspektverhältnis auf Teflon<sup>®</sup>-Polymeren, wie z.B. PTFE, Tefzel, und FEP ( Dupont<sup>®</sup>, Inc.)

hergestellt. Aufgrund der Biocompatibilität des Polymers kommt es zur Entwicklung von mikro-bio-fluidischen Analysesystemen „labs on chips“ [Lee1998].

Polymere eignen sich nicht nur als Konstruktionsmaterial sondern auch als Antriebselement. Gegenüber den Silizium- und Glastechnologien bietet die Polymertechnologie eine preiswerte Methode zur Großserienproduktion von Mikroteilen bzw. -systemen. Dazu gehört einerseits das preiswerte Substratmaterial, zum anderen ein möglichst einfaches Strukturierungsverfahren. Die Polymertechnologie wird eine neue Entwicklungsrichtung in der Mikrosystemtechnik sein. Sie ist aber nicht Gegenstand dieser Arbeit.

### 2.4 Konzeptauswahl für die Realisierung des Mikrogreifers

Die erfolgreiche Realisierung von Mikrogreifern steht in direktem Zusammenhang mit der Auswahl des richtigen Greiferkonzeptes im Hinblick auf die Mikrostrukturierbarkeit. Entscheidend für eine Greiferauswahl aus den vielfältigen Lösungen sind die Kriterien der Anwendung und Technologie. Im Rahmen dieser Arbeit werden hauptsächlich Silizium- und Glastechnologien benutzt.

Diese letzte Entscheidung resultiert auch aus biologischen Betrachtungen. Natürliche Systeme sind vorteilhaft. Prinzipiell wird auf von der Natur entwickelte Systeme orientiert, da dieses bereits einen hohen Grad der Optimierung und Integrationsdichte aufweisen.

Der Aktor des Mikrogreifers sollte kompakt sein und einfach am Greifer montiert werden können. Hauptsächlich wird Piezokeramik eingesetzt. Piezokeramik hat sehr kurze Reaktionszeiten und realisiert große Kräfte. Außerdem besitzt sie den Self-Sensing Effekt, welcher ermöglicht, den Piezoaktor gleichzeitig als Sensor zu nutzen. In mechanischen adaptronischen Systemen findet er eine breite Anwendung, wie z.B. in intelligenten Tragflügeln und Bauwerken [Jen1995]. Geeignete Getriebeformen zur Stellwegvergrößerung der Piezoantriebs sollten gegeben sein.

Da Mikrogreifer oft unter Reinraumbedingung eingesetzt werden, müssen die Verunreinigungen möglichst reduziert werden. Abriebbehaftete Lager, geschmierte Drehgelenke sind zu vermeiden. Auch wegen der kleinen Abmessungen und Schwierigkeiten in der Technologie ist Montagearbeit möglichst zu vermeiden. Die Konstruktion soll bezüglich der Getriebe andere Entwurfformen enthalten als traditionelle Greifer. Nachgiebige Strukturen mit stoffschlüssigen Gelenken werden für die Getriebe eingesetzt.

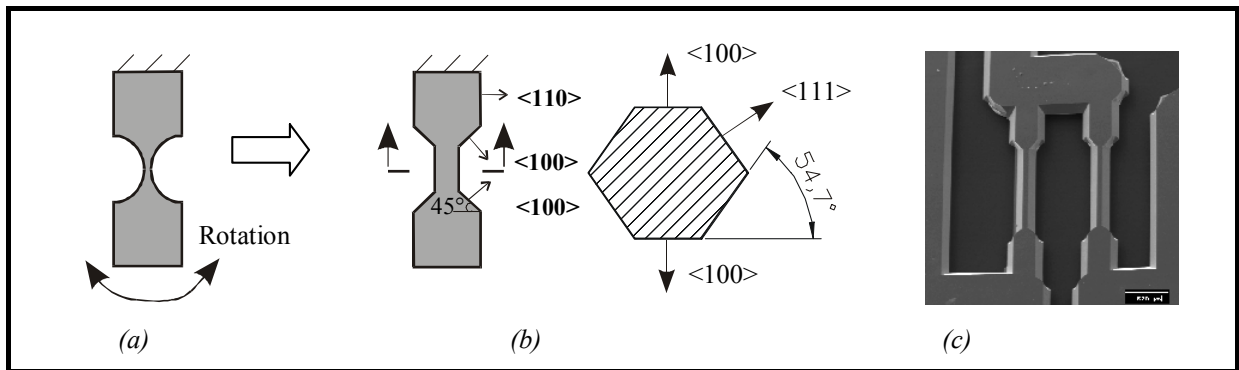


Bild 2.13 (a) Maske Layout für Gelenk; (b) Vogelsicht und Querschnittform des Gelenks in Silizium; (c) REM-Bild von stoffschlüssigen Gelenken in Silizium (Maßstab  $500 \mu\text{m}$ ).

Das naßchemische Ätzen ist eine Standardtechnologie der Mikrosystemtechnik. Wegen der Ätz-Anisotropie in Silizium können aber keine idealen Gelenkformen hergestellt werden. Bild 2.13 zeigt die Gelenkform nach dem Ätzen. Die Siliziumtechnologie bringt folgende Schwierigkeiten:

- Es muß mit der Eckenkompensation gearbeitet werden, die konstruktive Schwierigkeit bringt;
- Die Querschnittfläche besitzt keine senkrechten Wände (Schwierigkeit für die Berechnung der Kinematik);
- Wegen der Anisotropie im Ätzprozeß können beliebige laterale Formen nicht hergestellt werden.

Im Gegensatz dazu kann in fotoempfindlichem Glas eine beliebig laterale Form mit hohem Aspektverhältnis hergestellt werden (s. Bild 2.14 (a)), welche auch die Flexibilität der Greifbackenform ermöglicht (s. Bild 2.14 (b) ). Mit verbessertem Ätzprozeß lassen sich sogar Glasstrukturen bis zu 3 mm Tiefe herstellen. Aus diesen Gründen wird die Glastechnologie für die weitere Entwicklung ausgewählt.

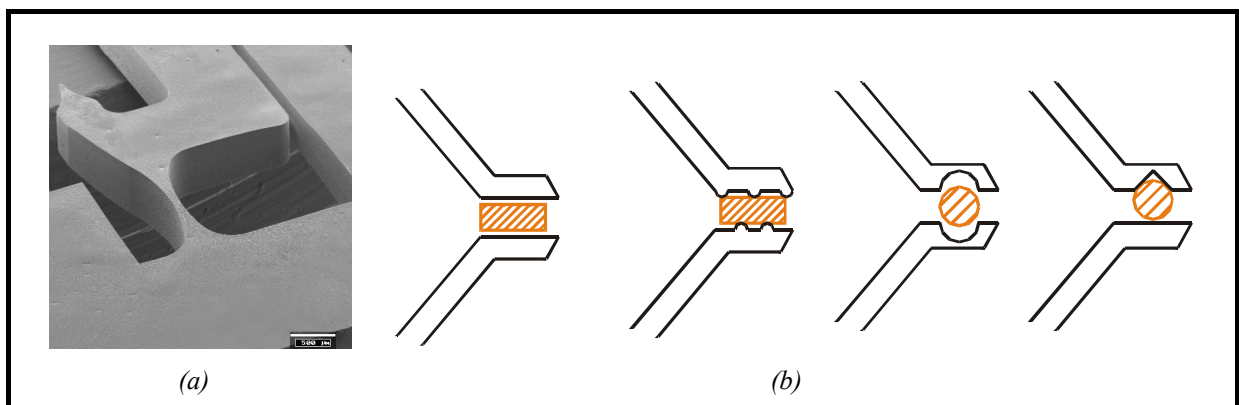


Bild 2.14 (a) Realisierte Gelenkform mit Glastechnologie; (b) Verschiedene Layout für die Greiferbackenform.

## **I 2 Konzeption von Mikrowerkzeugen für die Mikromontage nach biologischen Prinzipien**

Für die Messung und Steuerung von Greifweg und Greifkraft wird die Integration der Sensorik in einen Greifer angestrebt, wobei aber durch die anwendbaren Technologien strenge Grenzen gesetzt werden.

### 3 Konstruktion und mikrotechnische Realisierung des Greifers

Die Gestaltung des Greifers profitiert von biologischen Betrachtungen. In der Konstruktion wird ein zum Teil nachgiebiger Mechanismus („compliant mechanism“) angestrebt, um die bisher überwiegend verwendeten form- und kraftgepaarten Gelenke durch Festkörpergelenke ersetzen zu können. Ein Gelenk aus Silikon nach dem Prinzip der Flügelkopplung bringt mehr Flexibilität und mechanische Sicherheit. Es wird ein piezoelektrischer Antrieb verwendet. Die Stellwegvergrößerung wird durch Getriebe realisiert. Die Strukturierungstechnologie fotosensibler Gläser wird angewendet und weiter entwickelt. Dadurch können auch im Dickglas Strukturen mit hohem Aspektverhältnis hergestellt werden.

#### 3.1 Konstruktion eines Mikrogreifers

Die Einbeziehung bionischer Entwurfskriterien in die Greifer- und Manipulationstechnik stellt anwendungsorientierte Erweiterungen der Greifer-Grundstruktur nach dem Vorbild biologischer Bewegungssysteme bereit.

##### 3.1.1 Vier-Glied Getriebemechanismus

Für Strukturierung mittels Lithografie hat eine planare Struktur Vorteile. In Mikrosystemen werden bevorzugt piezoelektrische Aktoren eingesetzt. Wegen der geringen Auslenkung von piezoelektrischen Aktoren sind Getriebe zur Vergrößerung des Auslenkungsbereichs notwendig. In Analogie zum Greiforgan des Ameisenlöwen wurde eine Konstruktion in der Form eines viergliedrigen Mechanismus (s. Bild 3.1) verwendet [Sal1997].

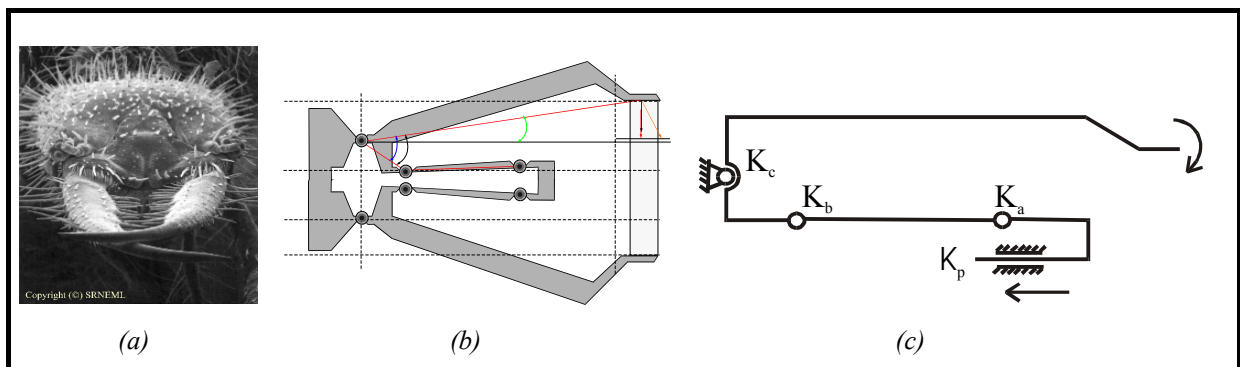


Bild 3.1 (a) Greiforgan von Ameisenlöwe; (b) Greifermechanismus; (c) Greiferkonstruktion mit Hebelgetriebe.

Die Kinetik wird wie im Bild 3.1 (c) gezeigt: Ein Translator zieht an  $K_p$ , dadurch dreht sich der Greiferarm um  $K_c$ .



### 3.1.2 Stoffschlüssige Mikrogelenke

Traditionelle Standard-Materialien für Mikrosysteme wie Silizium und Glas sind spröde. Ihre Strukturierungstechnologie schließt die Möglichkeit aus, Gelenke durch Montieren zu bilden. Um eine Rotationsbewegung auszuführen, werden deshalb stoffschlüssige Gelenke realisiert.

#### Einsatz stoffschlüssiger Gelenke

Festkörpergelenke sind stoffschlüssige gelenkige Verbindungen. Sie ermöglichen durch ihre elastische Nachgiebigkeit die relative Beweglichkeit benachbarter Mechanismenelemente zueinander.

Für die Untersuchung wird der **Pseudo-Starr-Körper-Modell (PSKM)** eingesetzt (s. Bild 3.3), dessen Verhalten der nachgiebigen Struktur sehr nahe kommt.

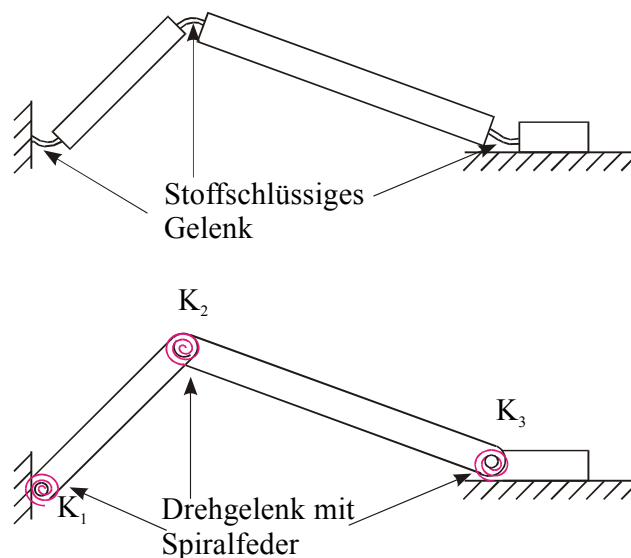


Bild 3.2 Ein Compliant-Mechanismus für Hebelgetriebe und dessen PSKM [Lar1996].

Der Einsatz von PSKM ermöglicht bei der Analyse von compliant mechanismus die gut beherrschten Analysemethoden der Starrkörpermechanismen anzuwenden. Die Bedingungen für die Vereinfachung werden wie folgt zusammengefasst:

- Die Abmessung der stoffschlüssigen Gelenke sind relativ klein gegenüber den Abmessungen der starren Segmente.
- Es handelt sich um kleine Auslenkungen.

## I 3 Konstruktion und mikrotechnische Realisierung des Greifers

- Die stoffschlüssigen Gelenke werden als kinematische Drehgelenke mit Drehpunkt im Zentrum der Gelenke dargestellt.
- Spiralfedern ersetzen die Steifigkeit der dazugehörigen stoffschlüssigen Gelenke. Sie werden als um die Drehgelenke angeordnet dargestellt.

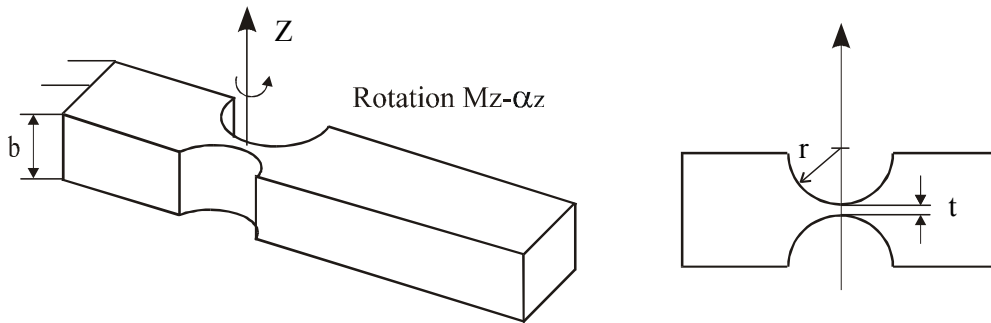


Bild 3.3 Stoffschlüssiges Gelenk.

Mittels Glastechnologie können die Gelenke wie im Bild 3.3 gezeigt einfach hergestellt werden. Die Steifigkeit beträgt

$$\frac{\alpha_z}{M_z} = \frac{9 \cdot \pi \cdot r^{1/2}}{2 \cdot Y \cdot b \cdot t^{5/2}} \quad (3.1),$$

wobei die Bedeutungen von  $r$ ,  $b$  und  $t$  im Bild 3.3 zu sehen sind, und  $Y$  der Youngsche Elastizitätsmodul ist.

Bild 3.4 (a) zeigt den Entwurf eines Mikrogreifers nach dem viergliedrigen Mechanismus. Dessen PSKM wird im Bild 3.4 (b) gezeigt.

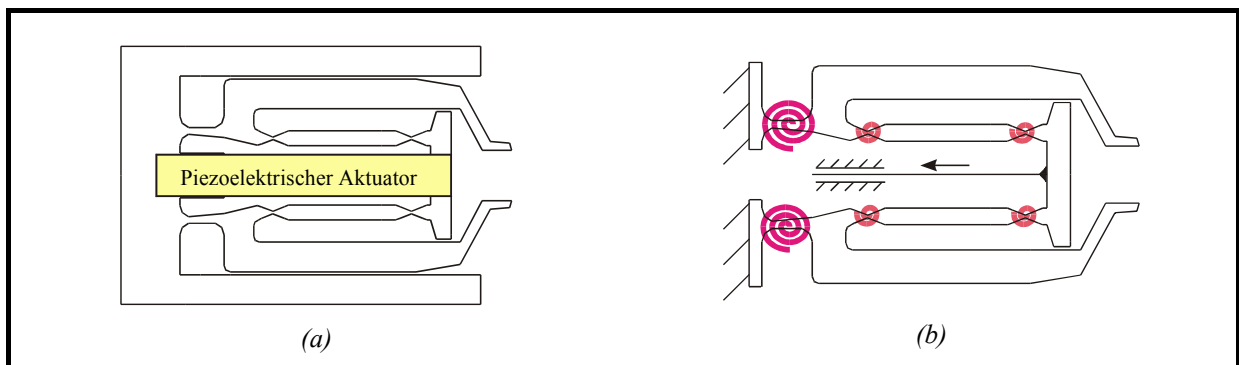


Bild 3.4 (a) Entwurf des Mikrogreifers; (b) PSKM-Umwandlung der Greiferstruktur.

### 3.1.3 Piezoelektrischer Aktor

Der piezoelektrische Aktor ist eine oft bevorzugte Aktorform in der Mikrosystemtechnik. Er reagiert schnell und generiert eine hohe Kraft. Die mathematische Beschreibung kann mit folgender Gleichung erfolgen:

$$\vec{D} = ((\epsilon)) \cdot \vec{E} + ((d)) \cdot \vec{\sigma}$$

$$= \begin{pmatrix} \epsilon_{11} & \epsilon_{12} & \epsilon_{13} \\ \epsilon_{21} & \epsilon_{22} & \epsilon_{23} \\ \epsilon_{31} & \epsilon_{32} & \epsilon_{33} \end{pmatrix} \cdot \vec{E} + \begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} & d_{14} & d_{15} & d_{16} \\ d_{21} & d_{22} & d_{23} & d_{24} & d_{25} & d_{26} \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} & d_{34} & d_{35} & d_{36} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_{23} \\ \sigma_{31} \\ \sigma_{12} \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

wobei  $((\epsilon))$  die Matrix von Dielektrizitätskonstanten,  $((d))$  die Matrix von piezoelektrischen Koeffizienten,  $\vec{D}$  die elektrische Verschiebung,  $\vec{E}$  die elektrische Feldstärke und  $\vec{\sigma}$  der mechanische Spannungsvektor ist [Sch1992].

Wenn eine elektrische Spannung an die piezoelektrische Keramik angelegt wird, wird sie sich unter Wirkung der elektrischen Feldstärke in bestimmter Richtung zusammenziehen oder ausdehnen. Der umgekehrte Effekt erzeugt eine elektrische Spannung, welche oft als Sensorsignal genutzt wird.

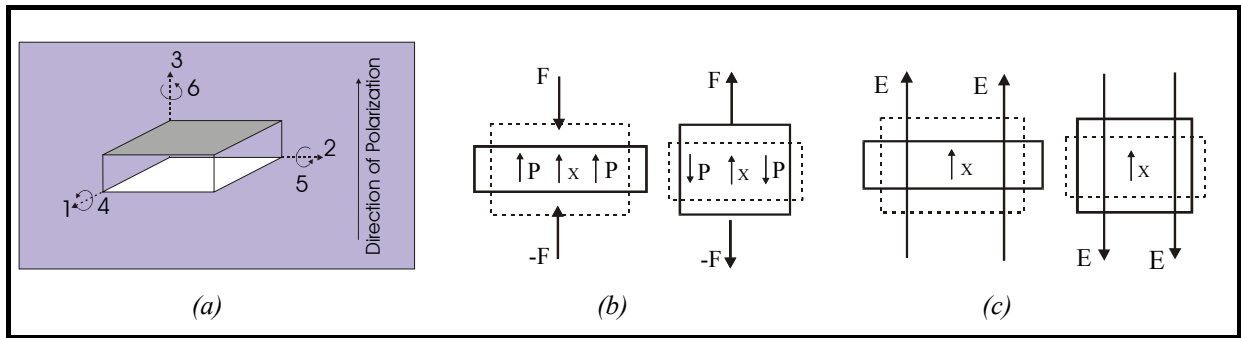


Bild 3.5 (a) Definition der Richtungen für den piezoelektrischen Effekt; (b) Piezoelektrischer Effekt für Sensorik - Druck erzeugt Polarisation; (c) Reziproker piezoelektrischer Effekt für Antriebe - das elektrische Feld erzeugt Verformung. .

Die mathematische Analyse des Antriebseffektes wird am Beispiel PK51<sup>®</sup> von MARCO Co. erläutert. Die PK51<sup>®</sup> besitzt eine Metallschicht an beiden Seiten. Für den Antrieb wurde der  $d_{31}$ -Effekt genutzt. Für technische Anwendungen beschreibt folgende Gleichung deren elektrisch-mechanische Eigenschaften:

$$\frac{\Delta L}{L} = d_{31} \cdot E - \frac{\sigma}{Y} \quad (3.3)$$

Das elektrische Feld mit Intensität  $E$  verursacht die Kontraktion des piezoelektrischen Translators. Wird die Auslenkung blockiert, wird mechanische Spannung erzeugt, wobei  $d_{31}$  der piezoelektrische Koeffizient und  $Y$  das Youngsche Elastizitätsmodul ist.

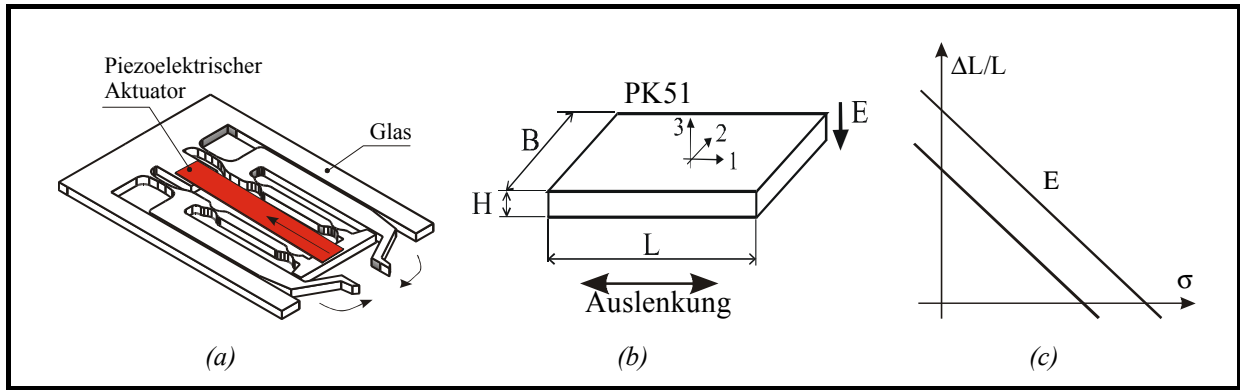


Bild 3.6 (a) Piezoelektrischer Antrieb für Mikrogreifer; (b)  $d_{31}$  genutzt für Antrieb; (c) Beziehung zwischen  $\Delta L/L$  und  $\sigma$ .

Für die piezoelektrische Keramik ist die Beziehung zwischen  $\Delta L/L$  und  $\sigma$  eindeutig und dimensionslos und hängt nur von der elektrischen Feldstärke  $E$  ab. Für eine technische Anwendung wird die Größe der erzeugten Auslenkung und Kraft interessant.

### 3.1.4 Kinematik für den Greifprozeß und Gestaltung des Greifers

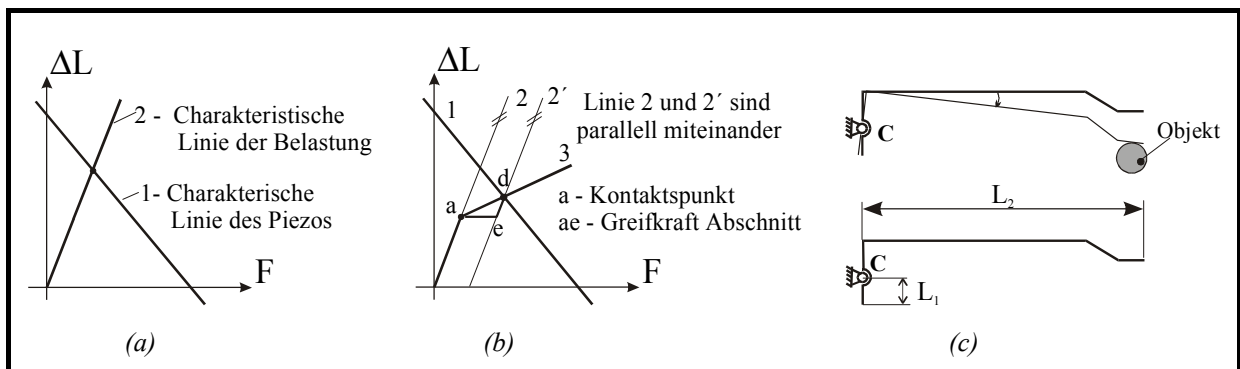


Bild 3.7 (a) Gleichgewicht zwischen Antrieb und Belastung ohne Objekt; (b) Arbeitszustand des Mikrogreifers, Punkt  $a$  – Berührungspunkt; (c) Greifvorgang.

Bild 3.7 beschreibt die Kinematik des Greifers. Für die Berechnung wird die Steifigkeit der stoffschlüssigen Gelenke in einen äquivalenten Parameter am piezoelektrischen Translator umgerechnet. Die Linie 2 steht für die charakteristische Linie der Belastung. Der Gradient beträgt

$$\Delta L = K_R^{-1} \cdot F = \left( \frac{2 \cdot K_c}{L_1^2} \right)^{-1} \cdot F \quad (3.4)$$

wobei  $K_c$  für die Steifigkeit der Gelenke „C“, und  $K_R$  für die äquivalente Steifigkeit vom Gelenk „C“, reduziert auf den piezoelektrischen Translator, steht.

### I 3 Konstruktion und mikrotechnische Realisierung des Greifers

Nach Kontaktieren des Objektes wird der Greifarm blockiert. Die Belastung durch die beiden symmetrischen Gelenke „C“ ( s. Bild 3.7 (c) ) nimmt kaum zu, weil fast keine weitere Bewegung entsteht. Der Gradient der Belastungskennlinie wird reduziert auf:

$$\Delta L = (K_R + \frac{12 \cdot Y \cdot I}{L_2 \cdot L_1^2})^{-1} \cdot F \quad (3.5)$$

wobei  $Y$  : das Youngsche E-Modul des Materials;

$I$  : Flächenträgheitsmoment der Querschnittsfläche;

und  $L_1$  und  $L_2$  im Bild 3.7 (c) dargestellt wird,

Im Bild 3.7 entspricht die Strecke  $\overline{ae}$  der ausgeübten Greifkraft. Nach Bild 3.7 (b) entsteht ein Greifvorgang aus zwei Schritten.

- Unter der Wirkung des Antriebs bewegt sich der Greifarm zum Objekt. Die Gerade 2 im Bild 3.7 steht für diesen Schritt.
- Nach Berührung wird der Greifarm eine Greifkraft auf das Objekt ausüben. Die Gerade 3 beschreibt diesen Schritt

Das ideale Modell sollte wie folgt aussehen: Der Gradient der Gerade 2 sollte groß sein, so daß der Greifer sich möglichst schnell dem Objekt nähern kann; die Gerade 3 sollte möglichst flach sein, so daß die Greifkraft groß ist.

Die beiden beschriebenen Schritte stellen widersprüchliche Anforderung an die Konstruktion.

Für die Berechnung der Parameter  $K_c$ ,  $L_1$  und  $L_2$  wird ein mathematisches Modell gebildet.

Für den piezoelektrischen Antrieb ist die Auslenkung die kritische Bedingung. Deshalb beginnt die Konstruktion mit dieser Anforderung. Im Bild 3.7 (b) stellt der Kreuzpunkt von Gerade 1 und Gerade 2 das Gleichgewicht zwischen Antrieb und Belastung dar:

$$\begin{cases} F = (\frac{2 \cdot K_c}{L_1^2}) \cdot \Delta L \\ \frac{\Delta L}{L} = d_{31} \cdot E - \frac{1}{Y} \cdot \frac{F}{B \cdot H} \end{cases} \quad (3.6)$$

$\Rightarrow$

$$\Delta L = \frac{L \cdot Y \cdot B \cdot H \cdot d_{31} \cdot E}{Y \cdot B \cdot H + L \cdot \frac{2 \cdot K_c}{L_1^2}} \quad (3.7)$$

Mit Transmissionsvergrößerung beträgt die Greiferbacken-Bewegung  $W$  :

$$W = \Delta L \cdot \frac{L_2}{L_1} \quad (3.8)$$

wobei  $W$  den geforderten Bewegungsbereich erfüllen soll. So ist:

### I 3 Konstruktion und mikrotechnische Realisierung des Greifers

$$\frac{L \cdot Y \cdot B \cdot H \cdot d_{31} \cdot E}{Y \cdot B \cdot H + L \cdot \frac{2 \cdot K_c}{L_1^2}} \cdot \frac{L_2}{L_1} = W \quad (3.9)$$

$$\frac{L \cdot Y \cdot B \cdot H \cdot d_{31} \cdot E \cdot L_2}{W} = Y \cdot B \cdot H \cdot L_1 + \frac{2 \cdot K_c \cdot L}{L_1} \quad (3.10)$$

$$\frac{L \cdot Y \cdot B \cdot H \cdot d_{31} \cdot E \cdot L_2}{W} \geq 2 \cdot \sqrt{2 \cdot Y \cdot B \cdot H \cdot K_c \cdot L} \quad (3.11)$$

Bei der Konstruktion eines Mikrogreifers sind folgende Faktoren zu beachten:

- Die Anforderungen an Greifkraft und Greifbereich  $W$ ,
- Der gegebene Bauraum für Mikrogreifer,
- Die Parameter der piezoelektrischen Keramik,
- Die Dimension und Material-Eigenschaften des Greifermaterials.

Die Parameter werden Schritt für Schritt festgelegt. Piezokeramik hat Dimension  $L \times B \times H = 8 \text{ mm} \times 1 \text{ mm} \times 0,2 \text{ mm}$ . In Gleichung ( 3.10 ), falls  $L_2$  vorgegeben wird, werden die beiden Parameter  $K_c$  und  $L_1$  vom geforderten Bewegungsbereich  $W$  an den Greifbacken (s. Bild 3.7 (c)) bestimmt.

Für  $L_2 = 10 \text{ mm}$  gibt es folgende Beziehungen:

$$W = 50 \mu\text{m} \quad K_c \leq 15.41 \text{ N} \cdot \text{mm} / \text{rad}$$

$$W = 80 \mu\text{m} \quad K_c \leq 6.02 \text{ N} \cdot \text{mm} / \text{rad}$$

Von der Gleichung ( 3.11 ) wird eine Konstruktionskurve für  $K_c$  und  $L_1$  wie im Bild 3.8 entwickelt. Die Werte von  $K_c$  und  $L_1$  können nur im Bereich links der Kurve liegen.

Im Bild 3.8 (b) wird der Entwurf für Mikrogreifer mit Dicke von  $500 \mu\text{m}$  dargestellt. Mit den gleichen Abmaßen können Mikrogreifer für verschiedene Greifwege ( $50 \mu\text{m} - 80 \mu\text{m}$ ) unter Änderung von  $K_c$  realisiert werden.

Danach muß die Steifigkeit des stoffschlüssigen Gelenkes „C“ geprüft werden. Die realisierte Greifkraft wird berechnet und mit der Forderung verglichen.

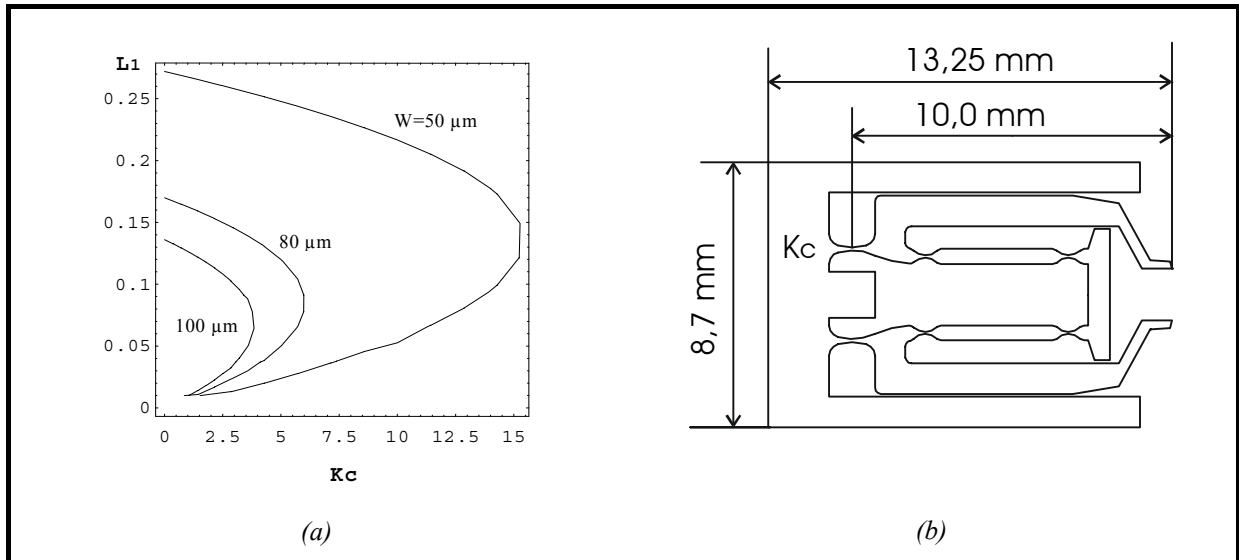


Bild 3.8 (a) Konstruktionslinie von  $K_c$  und  $L_1$  unter Bedingung  $L_2=10\text{ mm}$ ; (b) Entwurf für Mikrogreifer mit  $L_2=10\text{ mm}$ .

## 3.2 Glastechnologie für die Mikrosystemtechnik

### 3.2.1 Herstellung des Mikrogreifers mittels Glastechnologie

Traditionelle mechanische Bearbeitungsverfahren wie Bohren, Fräsen oder Polieren sind nicht in der Lage, die Anforderung für Mikrostrukturen zu erfüllen. Der Einsatz von Glas in der Mikrosystemtechnik benötigt genau definierte Mikrostrukturen, die mit engen Toleranzen herzustellen sind.

Fotostrukturierbare Gläser bieten die Möglichkeit, sehr feine Strukturen mit hohen Aspektverhältnissen herzustellen. Vogel unterscheidet bei der Behandlung der fotosensiblen Gläser die Gruppe auf der Basis sich bildender Metallkolloide und die Gruppe auf der Basis partiell kristallisierender Gläser [Vog1992]. Die zweite Gruppe ist für die Herstellung der Mikrostruktur bedeutungsvoll.

Zur Zeit erhältliche fotostrukturierbare Gläser basieren auf dem Dreistoffsystem Lithium-Aluminium-Silikat ( $\text{Li}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-\text{SiO}_2$ ) mit geringem Zusätzen ( $<0,5\%$ ) anderer Oxide, wie Antimon-, Silber- und Ceroxid, die von großer Bedeutung für die Eigenschaften dieser Gläser sind. Angeboten werden die Gläser von diversen Glaslieferanten (s. Tab. 3.1). Jede Sorte hat gleiche hauptsächliche Prozeßschritte, variiert aber in den konkreten Parametern.

## I 3 Konstruktion und mikrotechnische Realisierung des Greifers

Tab. 3.1 Fotostrukturierbare Gläser verschiedener Firmen [Har1997].

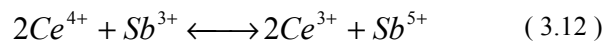
Firma	Staat	Produkt
Mikroglas GmbH	Deutschland	FOTURAN
Institut für Glas- und Keramik, TU-Ilmenau	Deutschland	FS21
Hoya	Japan	PEG3
Corning	USA	FOTOFORM

Der Prozeß gliedert sich in drei Schritte:

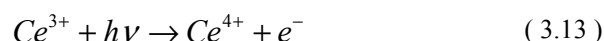
- 1) Belichtung (Fotosensibilisierung )
- 2) Wärmebehandlung ( Keramisierung )
- 3) Ätzen ( Strukturierung )

Durch den Belichtungsprozeß wird im Glas eine Anisotropie induziert. Hierzu wird das Material durch eine Fotomaske mit UV-Licht ( $\lambda \approx 320 \text{ nm}$ ) belichtet. Der Belichtungsprozeß löst folgende chemische Reaktionen aus:

Während des Glasschmelprozesses werden  $\text{Ce}^{3+}$ -Ionen eingelagert, die durch Reduktionsmittel (wie  $\text{Sb}_2\text{O}_3$ ) stabilisiert werden:



Unter UV-Belichtung absorbiert der Sensibilisator  $\text{Ce}^{3+}$  Photonen und gibt ein Elektron ab, um in das stabilere  $\text{Ce}^{4+}$  überzugehen:



Durch das freiwerdende Elektron werden die Silberionen zu Silberatomen reduziert.



Bei einer anschließenden Wärmebehandlung stellen die Silberatome Kristallkeime dar, auf die dann bei weiterer Wärmebehandlung die Kristallart Lithiummetasilikat ( $\text{Li}_2\text{O-SiO}_2$ ) aufwächst. Diese Kristalle haben in Flußsäurelösung eine höhere Ätzrate als die nicht kristallisierten amorphen glasigen Bereiche. Dadurch wird bei der Mikrostrukturierung von fotosensiblen Glas die große Selektivität erreicht.

Im Rahmen dieser Arbeit würde „FOTURAN“ von der Firma *Mikroglas GmbH, Mainz* benutzt.



## Mikrostrukturierung von FOTURAN

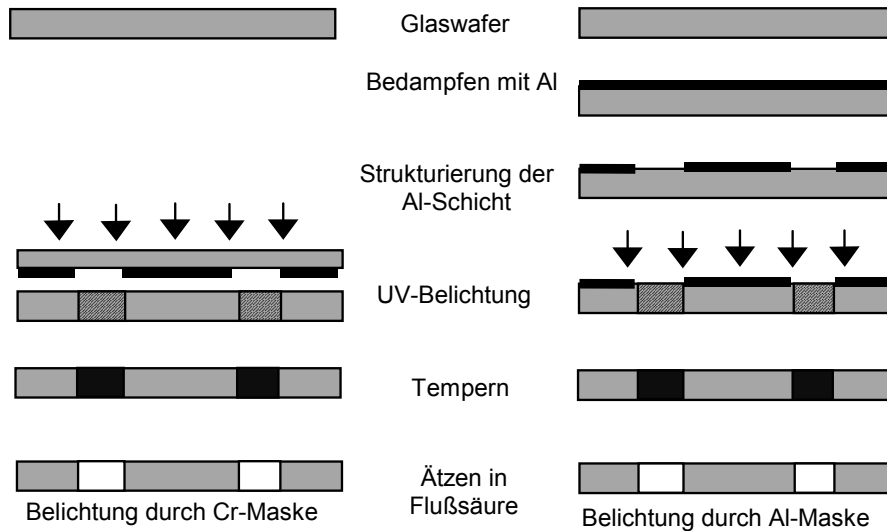


Bild 3.9 Mikrostrukturierungsprozeß von FOTURAN.

Der Mikrostrukturierungsprozeß von FOTURAN wird im Bild 3.9 gezeigt. Standardmäßig wird für den Lithographieprozeß eine Cr-Maske auf Quarzglas benutzt. Aus Kostengründen wird an Stelle der Cr-Maske eine durch Bedampfen erzeugte Al-Schicht verwendet, zu deren Strukturierung eine Standardmaske verwendet wird.

## Hergestellter Mikrogreifer

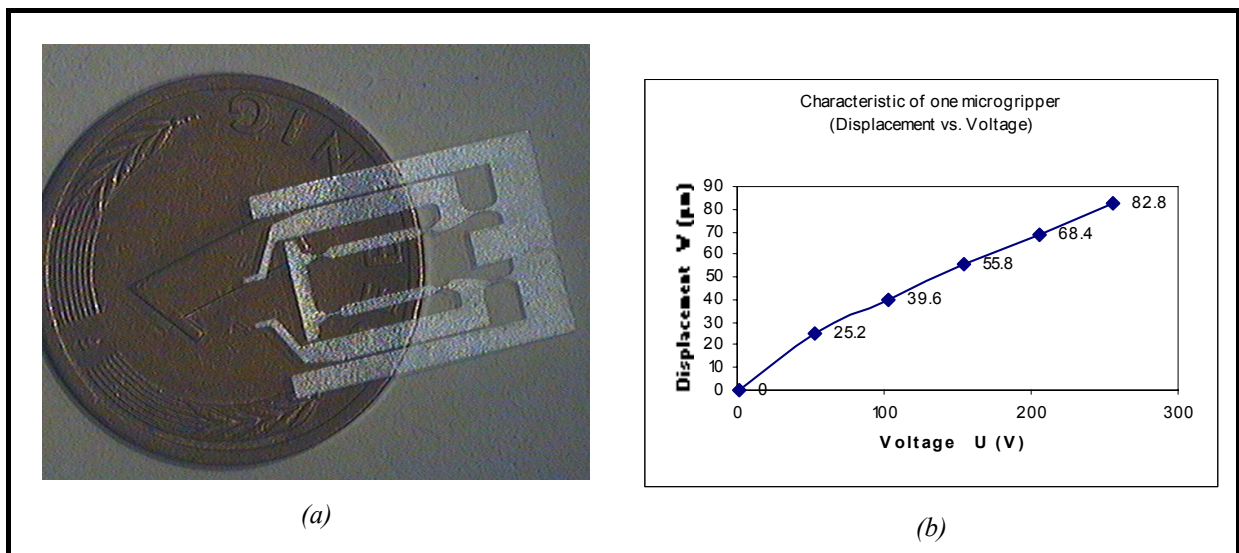


Bild 3.10 (a) Mikrogreifer aus fotosensiblen Glas auf einer 1-Pfennig Münze; (b) Kennlinie eines Mikrogreifers.

Mit der Standard-Glas-Technologie (s. Bild 3.9), (Lithographie, UV-Belichtung, Tempern, naßchemisches Ätzen) wurden Mikrogreifer mit der Dimension  $13,25 \text{ mm} \times 8,7 \text{ mm} \times 0,5 \text{ mm}$  und dem Greifbereich  $2 \times 80 \text{ µm}$  gefertigt (s. Bild 3.10(a)). Die unter dem Mikroskop

### I 3 Konstruktion und mikrotechnische Realisierung des Greifers

gemessene Greifweg-Kennlinie zeigt eine gute Linearität (s. Bild 3.10 (b)). Der Entwurf wurde durch Simulation mittels ANSYS 5.5.3 geprüft.

Mittels Glastechnologie können auch Mikrogreifer mit verschiedenen Greifbackenformen hergestellt werden (s. Bild 3.11).

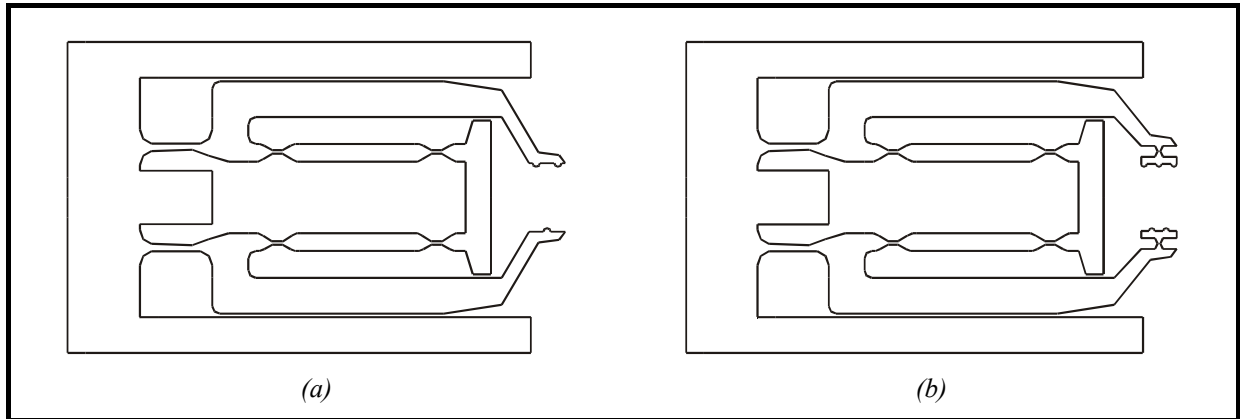


Bild 3.11 Entwurf von Mikrogreifer mit verschiedenen Greifbackenformen.

#### 3.2.2 Andere Verfahren der Glastechnologie für die Mikrosystemtechnik

Die Vorteile der Glastechnologie gegenüber Silizium bestehen in der großen Vielfalt an Substratmaßen, in der Strukturierbarkeit beliebiger Formen unabhängig von vorgegebener Orientierung. Bild 3.12 (a) und (b) zeigen einen Vergleich von realisierten Gelenkformen in fotoempfindlichem Glas und Silizium.

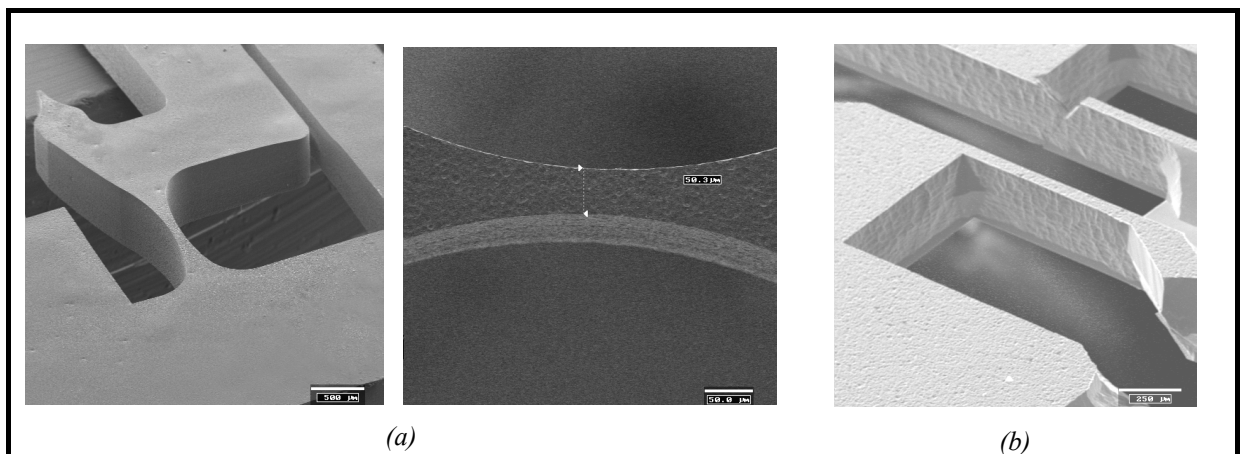


Bild 3.12 (a) REM-Bilder von realisierter Gelenkform mit senkrechter Wand in Glas (500 µm-Dicke), Maßstab 500 µm; (b) Gelenk in Glas mit Breite von 50,3 µm (Maskeentwurf 50 µm), Maßstab 50 µm; (c) Endgültige Gelenkform mit Siliziumtechnologie, Maßstab 250 µm.

Neben der Mikrostrukturierbarkeit besitzt der Werkstoff Glas weitere interessante Eigenschaften, die für die Herstellung von Mikrogreifer oder andere Mikrostrukturen sprechen, wie chemische Beständigkeit, optische Transparenz sowie die hohe Druckfestigkeit und die Hysteressefreiheit. Verglichen mit Kunststoffen zeichnet Glas sich durch höhere

Temperaturbeständigkeit und chemische Resistenz aus. Im Vergleich zu Metallen unterscheidet sich Glas wiederum durch die hohe Korrosionsstabilität, die elektrische Isolatorwirkung und die reduzierte Wärmeleitfähigkeit.

Weiterhin werden folgende Technologien zur Glasstrukturierung verwendet:

### 1. Weitere Wärmebehandlung

Bei fotosensiblen Gläsern kann man die mikrostrukturierten Komponente durch einen weiteren Tempernprozeß in eine Keramik überführen, ohne dabei die Strukturen zu verändern, damit die erzeugte Bauteile hohen Einsatztemperaturen ausgesetzt werden können. Bei FOTURAN wird die glasige Struktur bei einer Temperatur von 800°C zu einer braunen Keramik geführt, die eine höhere Festigkeit, höhere Härte und eine Temperatur- und Formbeständigkeit bis 750°C besitzt [Ehr1996].

### 2. Definierte Tiefenstrukturierung im Glas durch Ätzabbruch

Das Strukturierungsprinzip der definierten Tiefenstrukturierung durch Ätzabbruch basiert auf dem Standardprozeß der Fotostrukturierung und unterscheidet sich ausschließlich im Prozeßschritt des Ätzens. Dieses Verfahren ist für einseitig oder zweiseitig möglich.

Es gibt hauptsächlich drei Verfahren, den Tiefenstrukturierungsprozeß zu ändern.

- 1) Variieren der Belichtungsenergiedichte und Ätzzeit: Dabei wird die Belichtungszeit bzw. eingetragene Energie geändert, bzw. der Ätzprozeß nach einer bestimmten Zeit abgebrochen.

Die Tiefenstrukturierung durch Ätzabbruch wurde bereits von mehreren Autoren untersucht und angewendet [Die1994] [Sch1994] [Har1997]. Die Kontrolle der Strukturtiefe folgt bei vollständiger Durchkristallisation über die Ätzzeit (s. Bild 3.13).

Die Nachteile sind aber:

- Mit steigender Ätzzeit, damit auch größere Strukturtiefe, nimmt die Ätzgeschwindigkeit ab. Die Streuung der erreichten Struktur Tiefen steigt im Gegensatz dazu stark an.

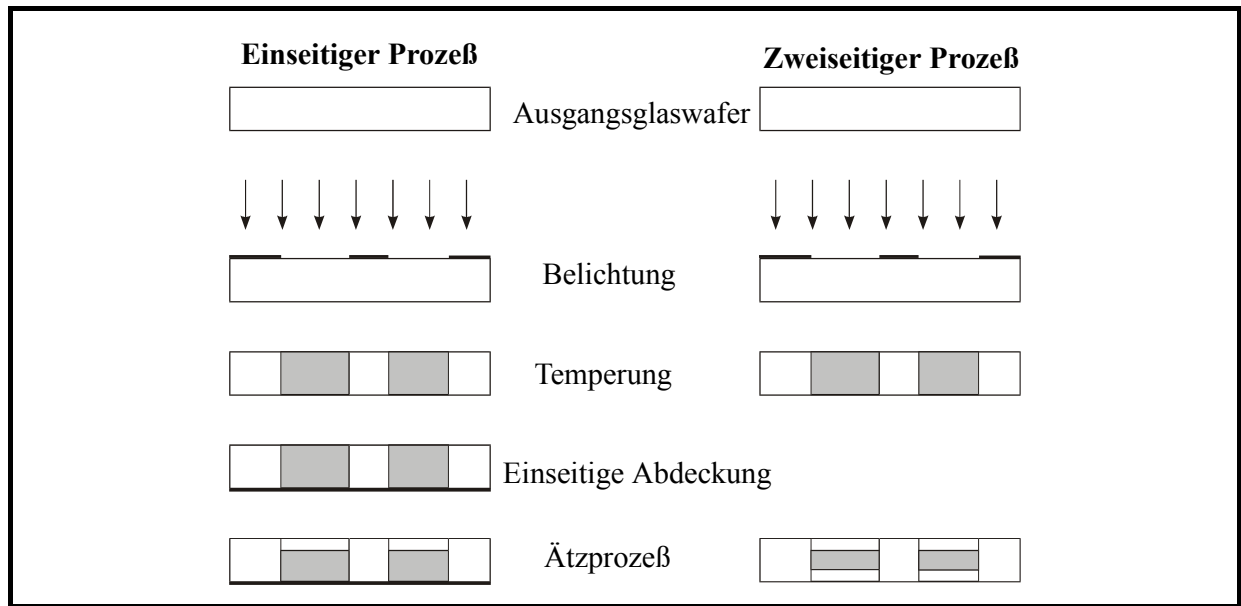


Bild 3.13 Prinzipielle Darstellung der Tiefstrukturierung durch Ätzzeitkontrolle [Har1997].

- Ein zusätzliches Problem stellen die am Strukturgrund vorhandenen, teilweise angelösten Bereiche, bestehend aus Kristallphase und Restglasphase mit einer stark erhöhten Rauigkeit, dar.

## 2) Strukturierung der Resistschicht ( Ätzmaske )

In diesem Verfahren hat Harnisch erfolgreich mit Maske verschiedener Rasterdichte Mikrostrukturen mit definierter Tiefe bekommen [Har1997] (s. Bild 3.14).

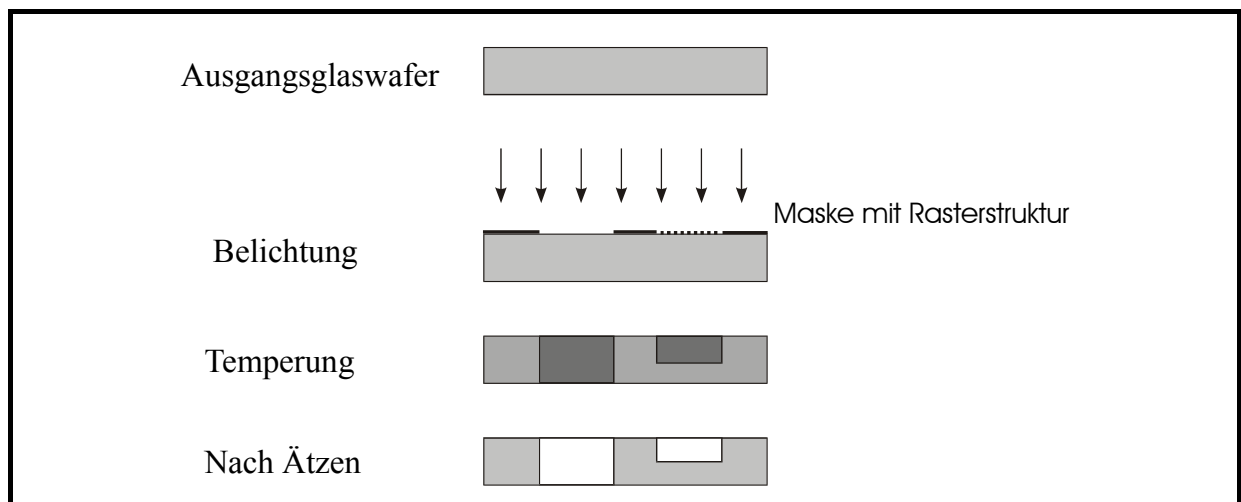


Bild 3.14 Prinzipielle Darstellung des Ätzprozess mit strukturierter Maske.

## 3) Tiefenstrukturierung durch Werkstoffmodifizierung.

Die Werkstoffwissenschaftler versuchen, durch selektiven Diffusionsprozeß Silber ins Glas einzubringen oder aus dem Glas zu entziehen, damit eine selektive Werkstoffmodifizierung zur definierten Tiefenstrukturierung führt.

Die definierte Tiefenstrukturierung eröffnet ein weites Spektrum für die Herstellung Mikrostrukturen mit fotosensiblen Gläsern und sie sind besonders für antriebstechnische Aufgabenstellungen von Interesse. Integration von Spulen für den Antrieb und durchgeätzte mechanische Strukturen sind realisiert worden.

### 3. Diffusionsbonden

Zwei Glassubstrate lassen sich durch Diffusion miteinander bonden, was für die Herstellung mikrofluidischer Elementen, wie z.B. Kammern und Kanälen, von großer Bedeutung ist.

Zwei Glassubstrate können bei einer Temperatur von mehr als 500°C aufeinander gepreßt werden. Während dieser Zeit werden Atome zwischen Substraten diffundieren, um neue chemische Bindungen zwischen den beiden Oberflächen aufzubauen. Kein Kleber oder anderes Verbindungsmaterial wird benötigt. Bei FOTURAN war es gelungen, mit definiertem Druck zwei Substrate unter 550°C innerhalb von 3 Stunden gasdicht zu bonden.

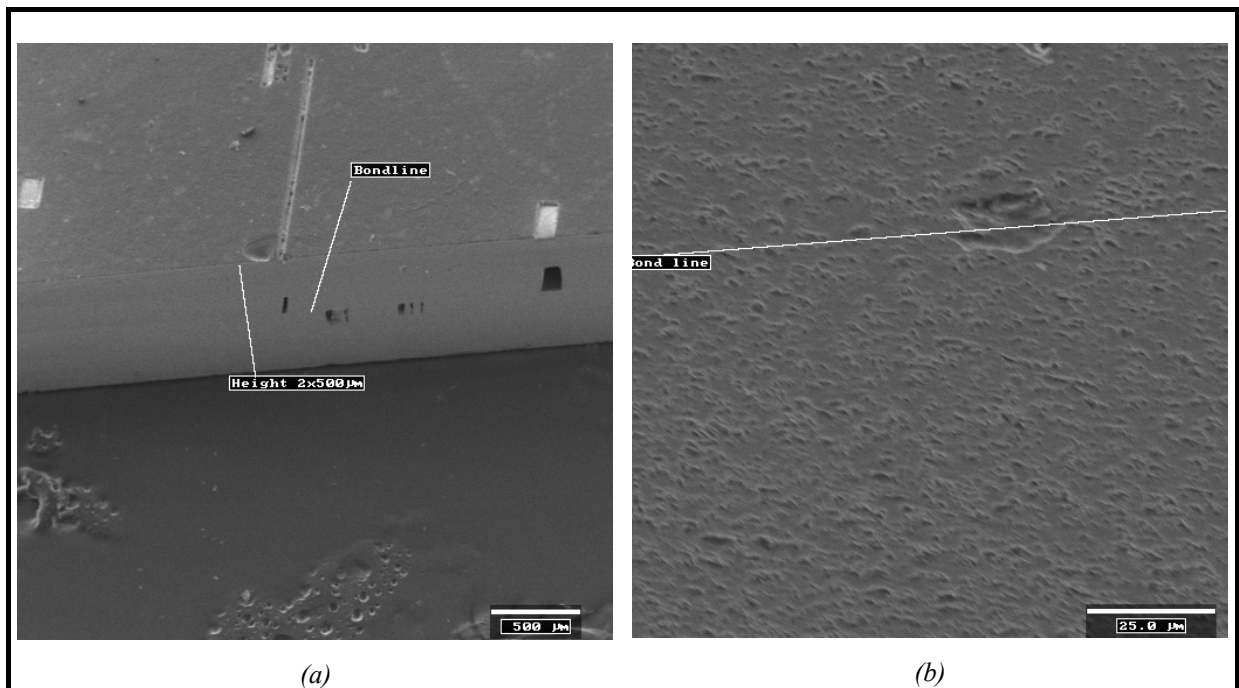


Bild 3.15 REM-Aufnahme von zwei 500 µm dicken FOTURAN-Glaswafern: (a) Gesamtsicht der beiden gebondeten Wafer mit Strukturen, Maßstab 500 µm; (b) Vergrößerte Sicht der gebondeten Linien, Maßstab 25 µm.

Fürs Bonden ist die Qualität der Substratoberfläche sehr wichtig. Da während der Strukturierung das Glassubstrat der Flußsäure ausgesetzt ist, wird die polierte Substratoberfläche angeätzt, so daß das Diffusionsbonden nicht durchführbar ist. Durch Versuch wird ein Oberflächenschutzverfahren für das Ätzen im HF entwickelt. Kombinierte Schichten aus Photolack und aufgedampftem Kupfer tragen zusammen dazu bei, beim Ätzen von 500µm-dicken Strukturen die Glasoberfläche zu schützen (s. Bild 3.16) .

### I 3 Konstruktion und mikrotechnische Realisierung des Greifers

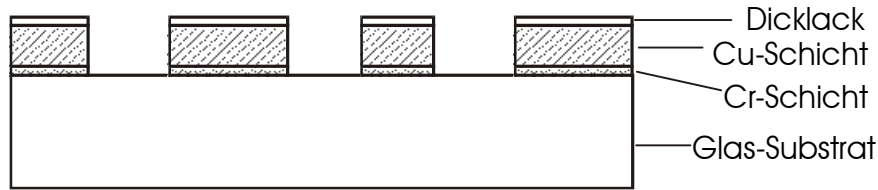


Bild 3.16 Oberflächenschutzverfahren beim Ätzen in 10%iger Flußsäure.

#### 4. Glaslöten

Ist ein direkter Bondprozeß nicht möglich, kann ein niedrig schmelzendes Glaslot über einen Siebdruckprozeß aufgetragen werden. Auch mit diesem Prozeß lassen sich vakuumdichte Verbindung zwischen zwei Glas-Substraten oder zu einem anderen Material herstellen.

#### 5. Strömungunterstütztes Ätzverfahren

Ätzen vom FOTURAN in 10% Flußsäurelösung realisiert Öffnung mit einer Wandneigung von  $2^\circ$ – $4^\circ$ . Unterstützt durch eine Strömung, kann der Ätzwinkel auf ca.  $1^\circ$  reduziert werden, was besonders für Dickstrukturen von Interesse ist. Dies Verfahren wird im Abschnitt 3.3 ausführlich erklärt.

#### 6. Sandstrahl

Frank (*Littel Things Factory, Ilmenau*) hat eine Sandstrahl-Technologie für die Glasbearbeitung entwickelt. Mittels Sandstrahl werden Mikrostrukturen im Glas mit hohem Aspektverhältnis hergestellt (s. Tab. 3.2). Die Tiefe der Strukturen wird durch die Strahlzeit bestimmt. Dieses Verfahren eignen sich für alle Glassorten, einschließlich Quarzglas, welche sich auch einfach mit Silizium anodisch bonden lassen und geeignet sind für Hochtemperaturprozesse der Halbleitertechnologie (s. Abschnitt 4.1). Sacklöcher und Durchgangslöcher können mit diesem Verfahren hergestellt werden.

Tab. 3.2 Technische Parametern vom Sandstrahl [Ltf2002]

Material	Alle Gläser und andere spröde Materialien
Materialdicke	bis 4 mm
max. Werkstückgröße	200 mm × 200 mm
Winkel der Durchgangslöcher	$85^\circ$
Winkel der Sacklöcher	$70^\circ$
Oberflächerauhigkeit	2~5 $\mu\text{m}$

### 3.3 Entwicklung eines Greifers mit der Dickglas-Technologie

Für die industrielle Anwendung wird die Entwicklung eines Greifers mit dem Hub von 400 .. 500  $\mu\text{m}$  gefordert. Für diesen Fall wurde ein piezoelektrischer Stapelaktor mit Ausmaßen von  $L \times B \times H = 18 \text{ mm} \times 3 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$  angeboten. Die maximale Betriebsspannung für diesen Piezostapel beträgt 100 V, die maximal Auslenkung 12  $\mu\text{m}$ . Um den Piezostapel unterstützen zu können, könnte nur 2 mm Dickglas als Greifermaterial in Frage kommen. Die Konstruktion und eine Dick-Glastechnologie mußten neu entwickelt werden.

#### 3.3.1 Konstruktion und Optimierung, unterstützt durch FEM-Simulation

Wegen der hohen Anforderung an den Greifweg wurde eine Konstruktion mit zweistufiger Wegvergrößerung eingesetzt ( s. Bild 3.17 ).

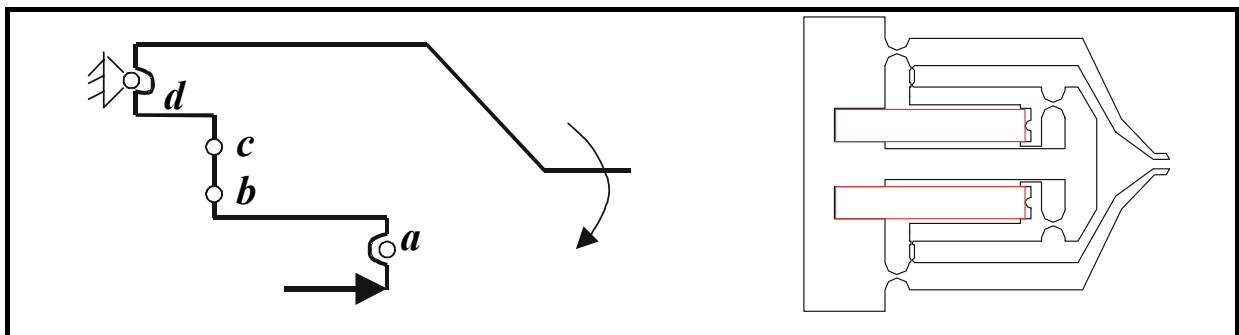


Bild 3.17 Originale Konstruktion: (a) Vier-Glied Mechanismus mit zweistufiger Wegvergrößerung [Pfe1999]; (b) Schema des Greifers.

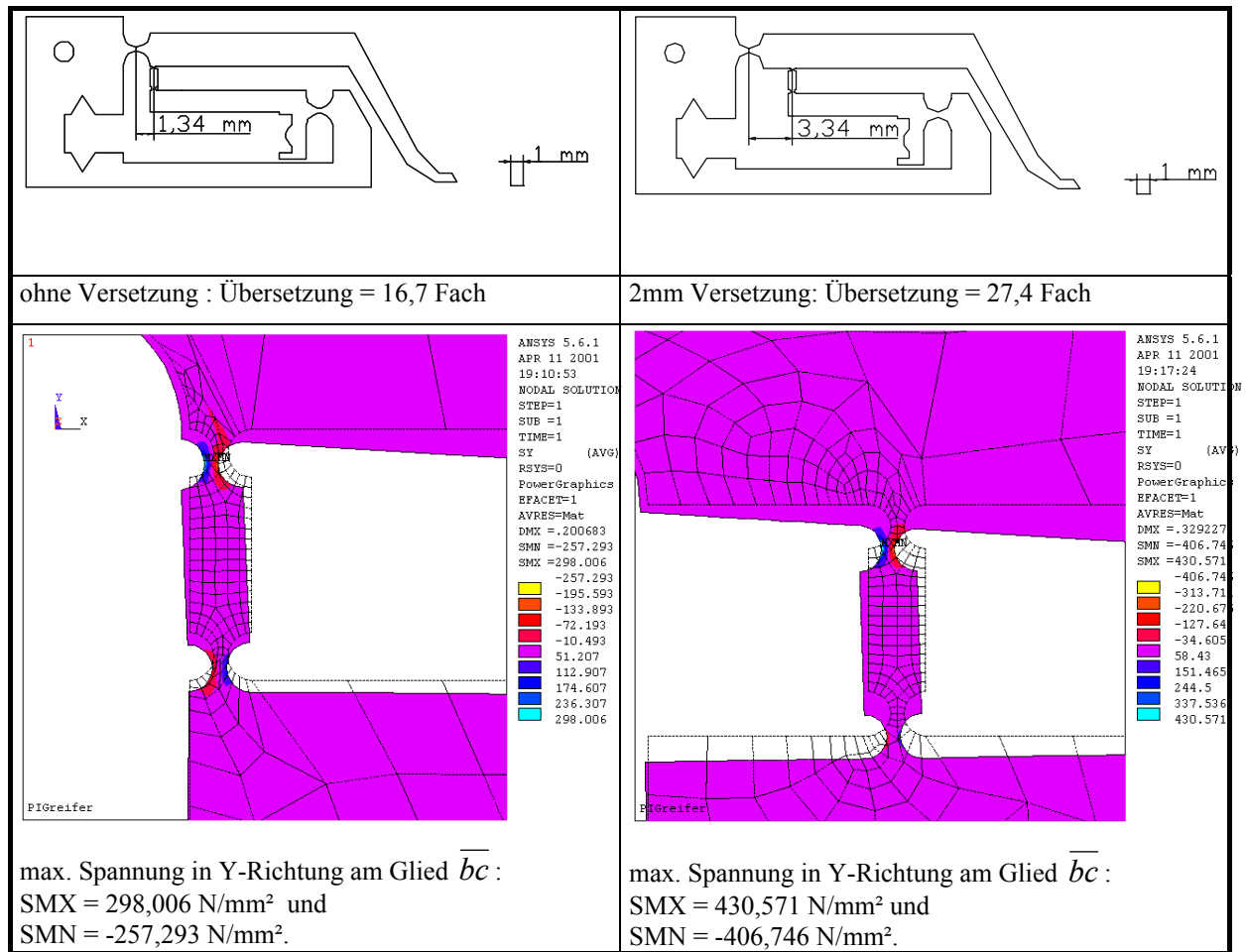
Auf der Basis der originalen Konstruktion wurden noch zwei Optimierungsmaßnahmen getroffen. Das Ziel der Optimierung ist, höhere Übersetzung des Greifwegs zu realisieren und die Belastung an Gelenken „b“ und „c“ zu reduzieren.

#### 1. Versetzung vom Glied $\overline{bc}$

Wie in Tab. 3.3 gezeigt, führt die Versetzung vom Glied  $\overline{bc}$  zu höherer Wegvergrößerung. Aber die mechanische Spannung an den Gelenken „b“ und „c“ wird nicht reduziert, sondern wegen der ansteigenden Auslenkung vergrößert.

## I 3 Konstruktion und mikrotechnische Realisierung des Greifers

Tab. 3.3 Effekt nach Versetzung vom Glied  $\overline{bc}$



### 2. Gliedformänderung

Glied  $\overline{bc}$  wird zu einem Stab umgewandelt. Die Umwandlung führt direkt zu starker Reduzierung der mechanischen Spannung an den Gelenken.

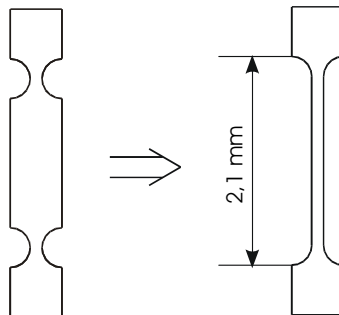
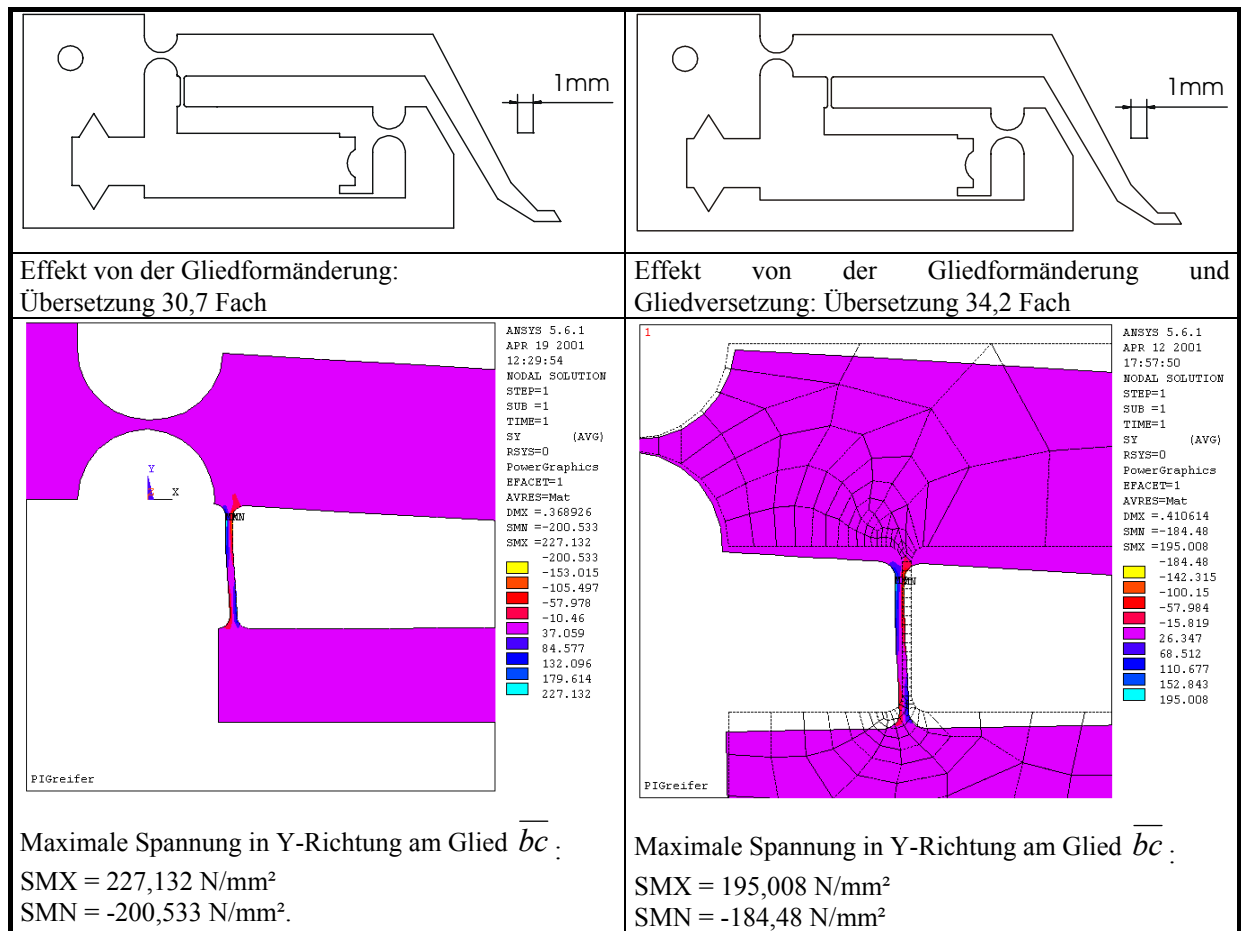


Bild 3.18 Änderung der  $\overline{bc}$ -Gliederform



### I 3 Konstruktion und mikrotechnische Realisierung des Greifers

Tab. 3.4 Effekt von der  $\overline{bc}$ -Gliederformänderung



Beide Maßnahmen zusammen tragen dazu bei, die Greiferkonstruktion zu optimieren.

Die Versetzung des Gliedes  $\overline{bc}$  bringt zwei Effekte: Wegvergrößerung und Zunahme der mechanischen Spannung an Gelenken. Das Diagramm im Bild 3.19 zeigt den Zusammenhang zwischen Spannung, Wegübersetzung und Versetzung. Die maximale Spannung in Y-Richtung befindet sich im Steg  $\overline{bc}$ , und die maximale Spannung in X-Richtung liegt am Gelenk „d“ (s. Bild 3.17). Die beiden werden im Bild 3.19 angezeigt. Ein Kompromiß für die Konstruktion mußte gefunden werden. Mit 2 mm Versetzung bekommt man große Wegübersetzung mit zulässiger mechanischer Belastung an Gelenken.

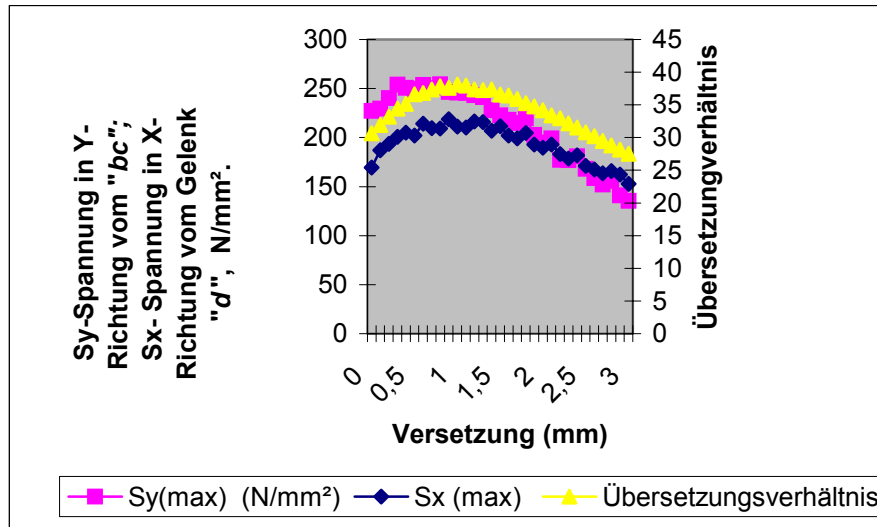


Bild 3.19 Abhängigkeit von Spannung, Wegvergrößerung an Gliedversetzung.

### 3.3.2 Tiefenstrukturierung von Dickglas

Für die Entwicklung 2 mm Dickglas wurde auch die Standard-Glastechnologie wie im Bild 3.9 genutzt. 2 mm Dickglas wird beidseitig mit UV-Licht belichtet, wobei die Belichtungszeit nach der Dicke eingestellt wird. Nach dem sich anschließenden Tempernprozeß wird der Glaswafer in 10% HF-Lösung geätzt. Der Ätzprozeß wird durch eine Strömung des Ätzmediums unterstützt, damit die extrem tiefe Struktur gleichmäßig geätzt werden kann ( s. Bild 3.20 ).

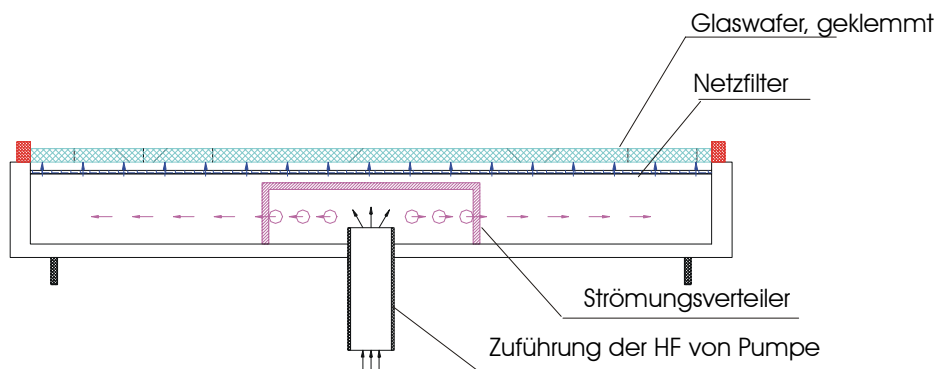


Bild 3.20 Strömungsunterstütztes Ätzverfahren für Dickglas.

Die Pumpe erzeugt einen Druck von 1 bar, und die Förderleistung beträgt 0,5~1 l/min. Strömungsverteiler und Netzfilter tragen dazu bei, gleichmäßige laminare Strömung fürs Ätzen zu erzeugen.

### I 3 Konstruktion und mikrotechnische Realisierung des Greifers

Mit der strömungsunterstützten Ätzmethode können tiefe Strukturen mit hohem Aspektverhältnis hergestellt werden. Bild 3.21 zeigt solche Strukturen mit senkrechter Wand im 2 mm Glas. Der Ätzwinkel von der Wand beträgt ca.  $1^\circ$ .

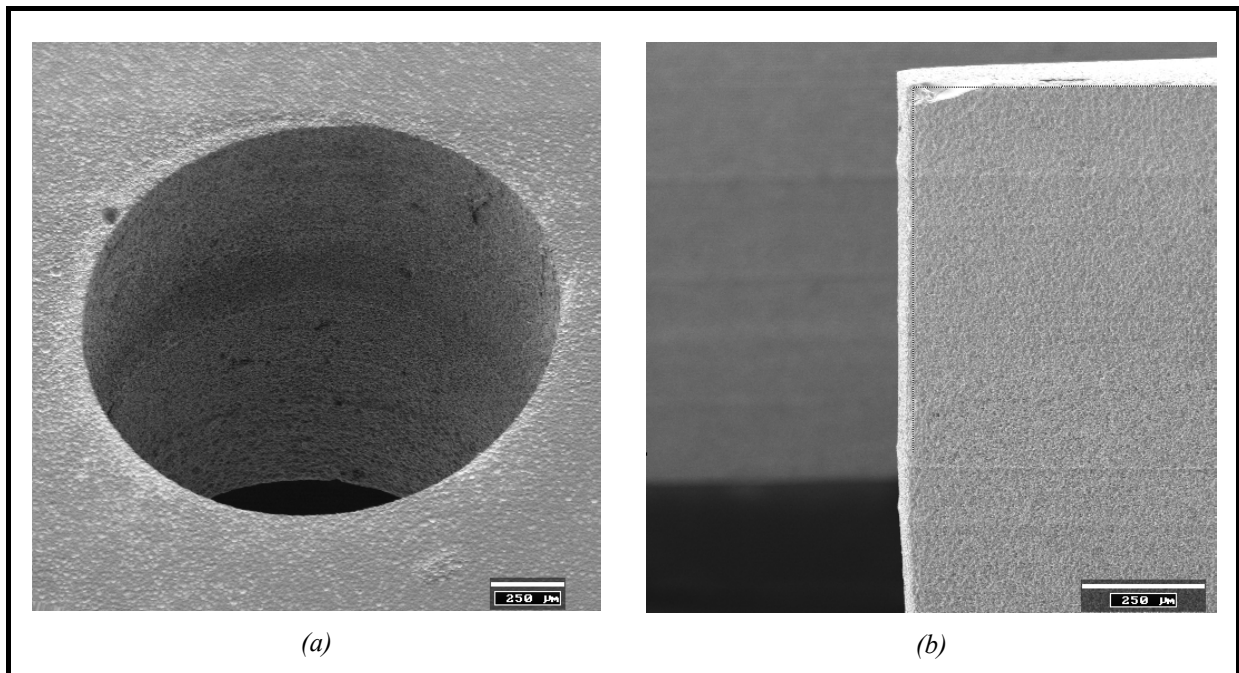


Bild 3.21 (a) Loch mit Durchmesser von 1,6 mm im 2 mm Glas, Maßstab 250 µm; (b) Senkrechte Wand mit Winkel von ca.  $1^\circ$  im 2 mm Glas, Maßstab 250 µm.

Montage des Piezostapels:

Der Piezostapel besitzt Abmessungen von 18 mm  $\times$  3 mm  $\times$  2 mm. Wegen der fast senkrechten Wänden und Strukturierungsgenauigkeit kann der Piezostapel in den Glasrahmen eingefügt werden. Der Piezostapel besitzt eine Flächetoleranz von weniger als  $\pm 5$  µm an beiden Enden. So entstehen ein Flächen-Kontakt und ein Linien-Kontakt zwischen dem Piezostapel und Greifer.

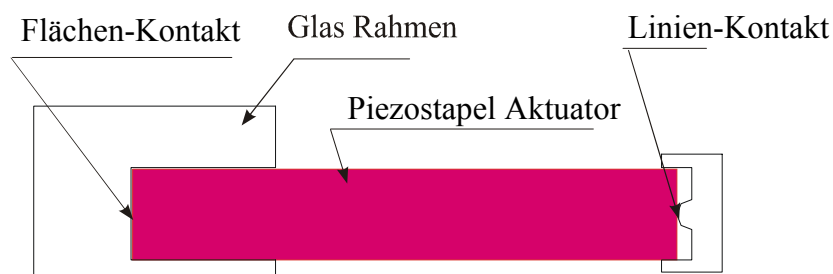


Bild 3.22 Kontakt zwischen Piezostapel Aktuator und Greifer.

Der Greifer wird, wie im Bild 3.23 gezeigt, an den Gelenkstellen mit einer Abdeckung versehen.

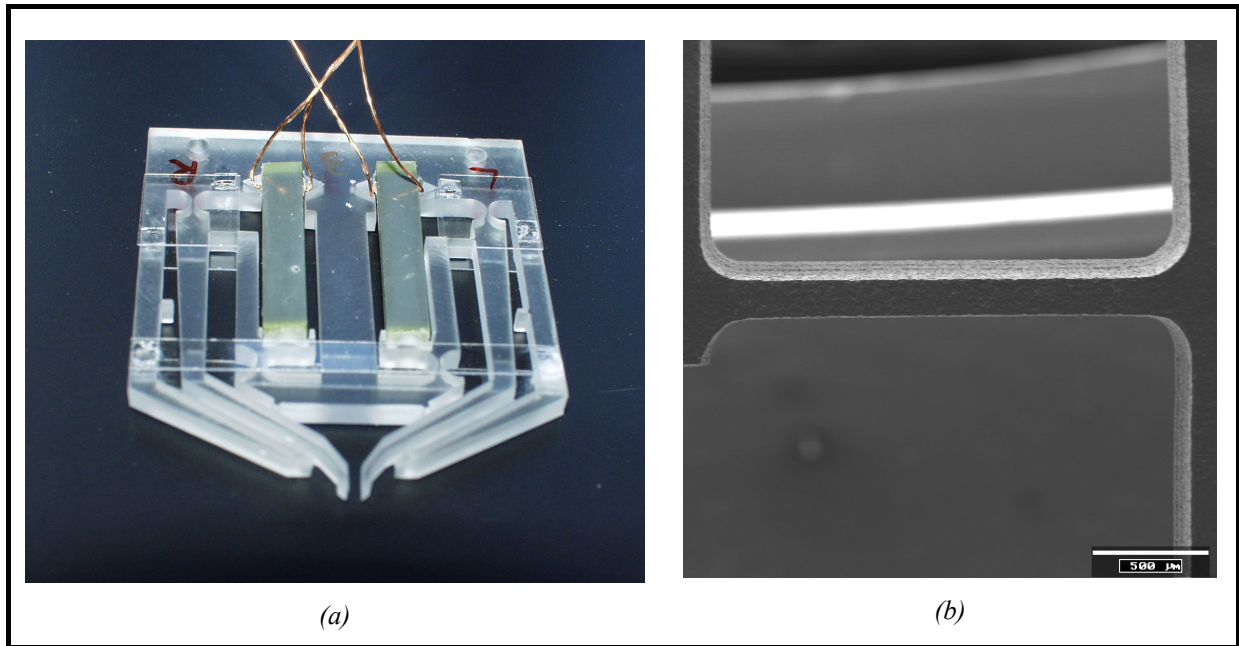


Bild 3.23 (a) Am 2 mm-Dickglas gefertigter Greifer mit Piezostapelaktor (18 mm  $\times$  3 mm  $\times$  2 mm) und Schutzabdeckung; (b) Flexibles Gelenk im Greifer: 2,1 mm lang, 94  $\mu$ m breit, REM Maßstab 500  $\mu$ m.

### 3.3.3 Messergebnis am Greifer

#### Messung der Auslenkung

Bei allen Greifer wurde nachgewiesen, daß die Greiferbacken bei Antriebsspannung von  $\leq 100$ V, Auslenkungen von  $2 \times 500$   $\mu$ m realisieren können.

#### Messung der Greifkraft

Für die Greifkraftermittlung wird ein im Fachgebiet Mikrosystemtechnik (MST) der Technischen Universität Ilmenau entwickelter Kraftsensor benutzt. Der Kraftsensor wirkt der Greifkraft stets entgegen, damit eine wegfremessung von kleinen Kräften ermöglicht wird. Im Gegensatz zu herkömmlichen Sensoren, welche die Verformung einer Meßfeder als Maß für die wirkende Kraft verwenden, kann hier die Kraft ortsfest angetastet werden. Die hohe Linearität des Meßprinzips führt zu einer hohen Genauigkeit über den gesamten Meßbereich.

### I 3 Konstruktion und mikrotechnische Realisierung des Greifers

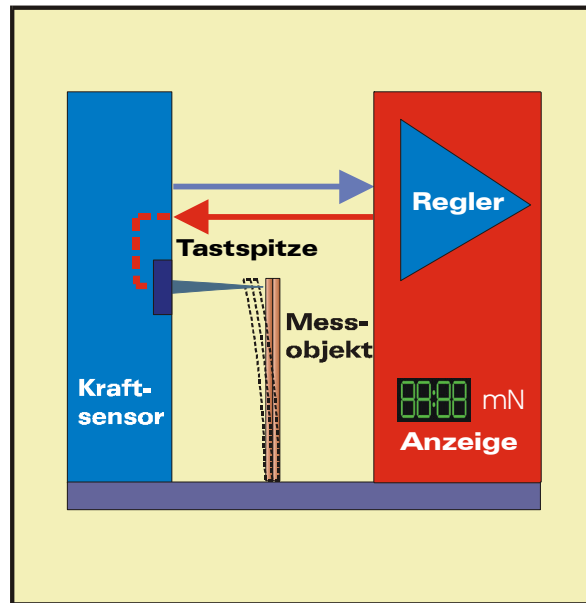


Bild 3.24 Kraftsensor zur Ermittlung der Greifkraft [Dre2000].

Meßbereich:

- +/- 100 mN (kurzzeitig 500 mN)
- Meßgenauigkeit: 50  $\mu$ N bis 10  $\mu$ N
- Dynamik: 1 kHz
- Baugröße: 20 mm  $\times$  40 mm  $\times$  40 mm

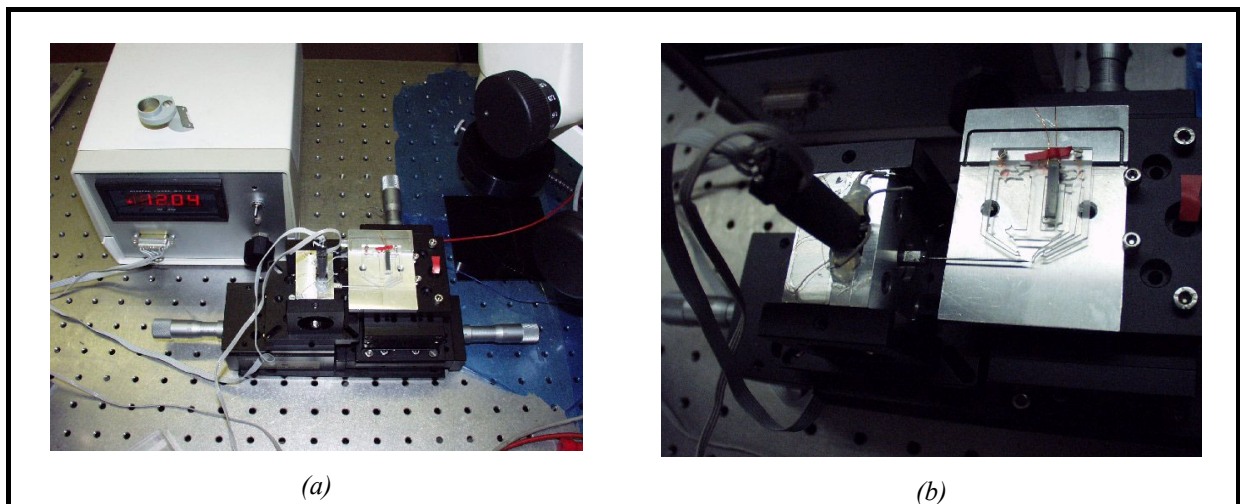


Bild 3.25 Messaufbau für die Greifkraftmessung: Kraftsensor auf X-Y-Tisch.

Wie im Bild 3.25 gezeigt, wird der Kraftsensor auf einen X-Y-Tisch aufgebaut, mit welchem die Greifkraft-Auslenkung-Kennlinie ebenfalls gemessen wird.

Bild 3.26 zeigt die gemessenen Greifkraft Kennlinien. Sowohl die Greifkraft-Antriebs-Kennlinie als auch die Greifkraft-Auslenkung-Kennlinie zeigen gute Linearität. Die Greifkraft bei 100 V Antriebsspannung beträgt 50 mN.

## I 3 Konstruktion und mikrotechnische Realisierung des Greifers

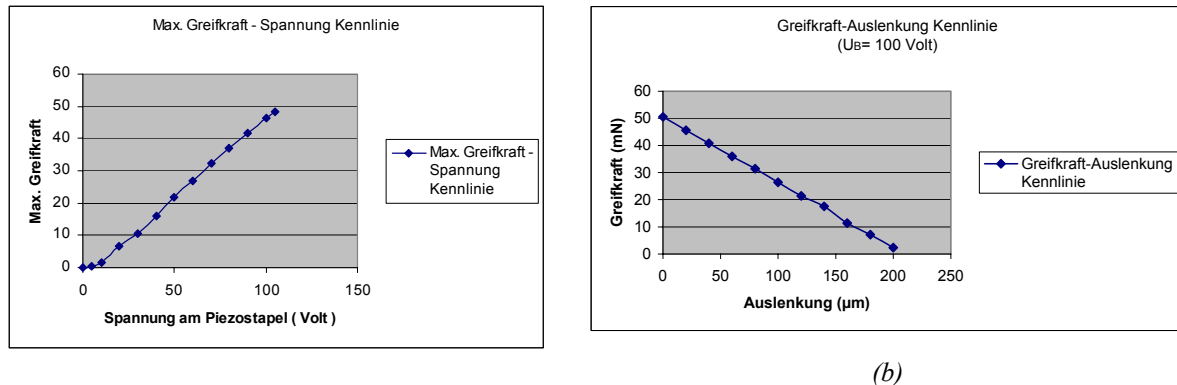


Bild 3.26 (a) Greifkraft-Antriebsspannung Kennlinie; (b) Greifkraft-Auslenkung Kennlinie.

### Dauertest

Es wurde ein Dauertest der Mikrogreifer durchgeführt. Das Ziel dieser Untersuchung war das Erkennen und Registrieren von Schwachstellen und Ermüdungserscheinungen der Mikrogreifer. Dadurch wird eine Aussage über Zuverlässigkeit, Lebensdauer und Sicherheit ermöglicht.

Es wurde ein Dauertest sowohl ohne und auch mit Greifobjekt unter maximal zulässiger Spannung (100 V) mit einer Frequenz von 1 Hz während 5 Arbeitstagen durchgeführt.

Nach 432.000 Zyklen konnten keine Rißbildungen oder ähnliche mechanische Schädigung beobachtet werden. Der Dauertest hat nachgewiesen, daß Greifer aus Glas zuverlässig und geeignet für industrielle Anwendungen sind.

### 3.4 Konstruktion für Gelenklager mit Silikon

Die im vorigen Abschnitt beschriebenen Konstruktionen der Greifer wurde mit FEM geprüft und optimiert. Trotzdem wurde sporadischer Bruch von Gelenken unter Überlastung beobachtet. Auch hier bringt das biologische Vorbild die Inspiration, flexible Gelenklager mit mehr Elastizität und Bruchfestigkeit zu konstruieren.



Die Flügelkopplung einer Wanze (*Graphosomaspec.*) bietet eine alternative Konstruktion. Bei der Wanze greift eine Struktur des Hinterflügels in eine passende des Vorderflügels ein und wird durch Knorpel und Muskel gekoppelt. Elastische Borstenhaare sichern den Hinterflügel.

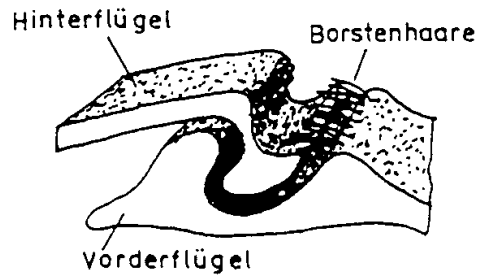


Bild 3.27 Flügelkopplung einer Wanze, biologisches Vorbild für das Verbinden von Stoffen [Lin1993].

Für die Realisierung einer elastischen Gelenkkonstruktion in der Mikrosystemtechnik werden andere Materialien gesucht. Silikongummi eignet sich an dieser Stelle.

### 3.4.1 Material – Silikongummi

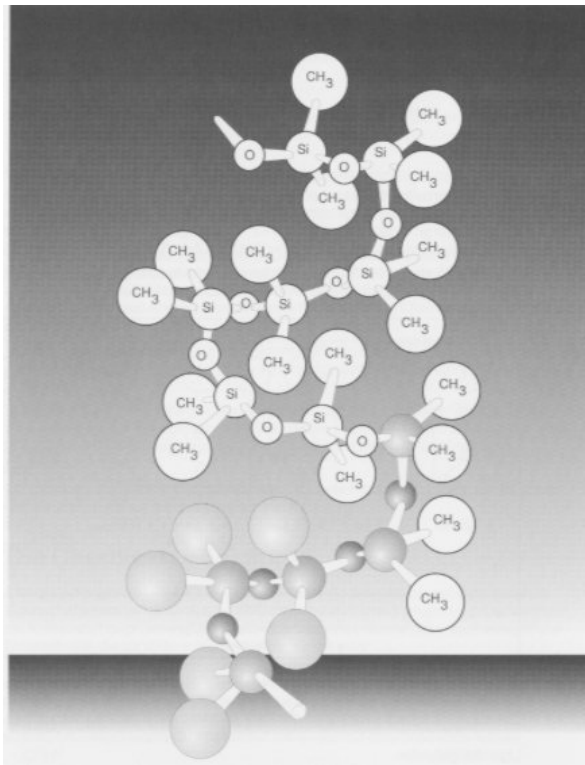


Bild 3.28 Struktur der Silikone [Tom1990].

Silikone entsprechen in ihrer Struktur organisch modifiziertem Quarz, dessen dreidimensional aufgebautes SiO<sub>2</sub>-Gerüst durch den zunehmenden Einbau von Methylgruppen schrittweise bis zu niedermolekularen Polymeren abgebaut wird. Silikone besitzt eine Reihe ausgeprägter Eigenschaften, die die Voraussetzung für die zahlreichen Anwendungen liefern.

- Wärme und Kältebeständigkeit;
- Dielektrische Eigenschaften;
- Ausgeprägte hydrophobe Eigenschaften und Trennwirkungen;
- Oberflächenaktivität (Tensioaktivität);
- Physiologisches Verhalten und Umweltaspekte.

### 3.4.2 Konstruktion des Silikongelenkes

Ähnlich der Fugemassen in Mauerwerk wird hier Silikon als elastisches Verfügungsmaterial für das Greifergelenk eingebracht. Hier wird ELASTOSIL® LR von *Wacker-Chemie GmbH* in der Konstruktion für Greifergelenk „d“ (s. Bild 3.17) eingesetzt.

Der Entwurf wird im Bild 3.29 gezeigt. Silikon wird in die Fuge eingefügt. Es realisiert die Funktionen wie Stabilisierung, Bildung der Gelenksteifigkeit und Dämpfung. Der Drehpunkt des Hebelsystems wird durch die Paarung Ebene-Zylinder gebildet. Die Herstellung dieser Kontaktflächen erfolgt durch den Ätzprozeß, wobei die Greifarme durch Stützen (s. Bild 3.29) gehalten werden. Nach dem Ätzprozeß werden die Unterlage und Silikon eingefügt, danach werden die Stützen entfernt.

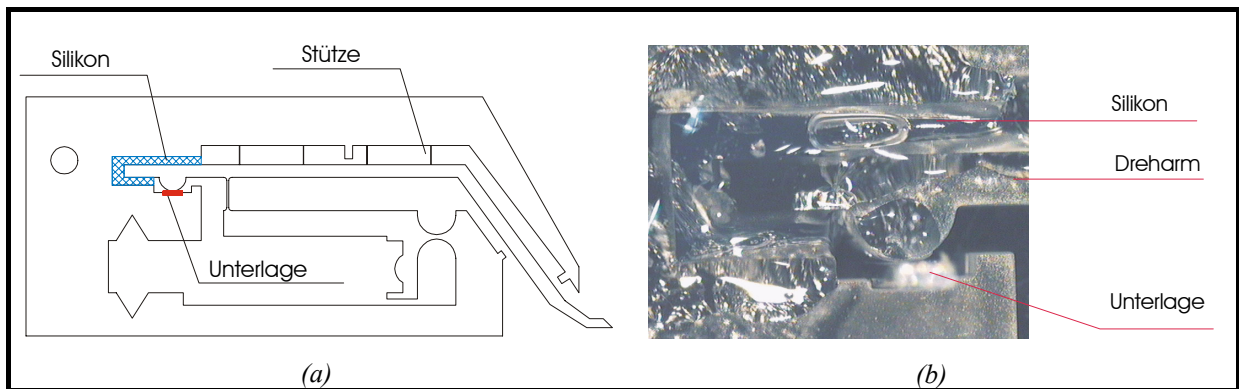
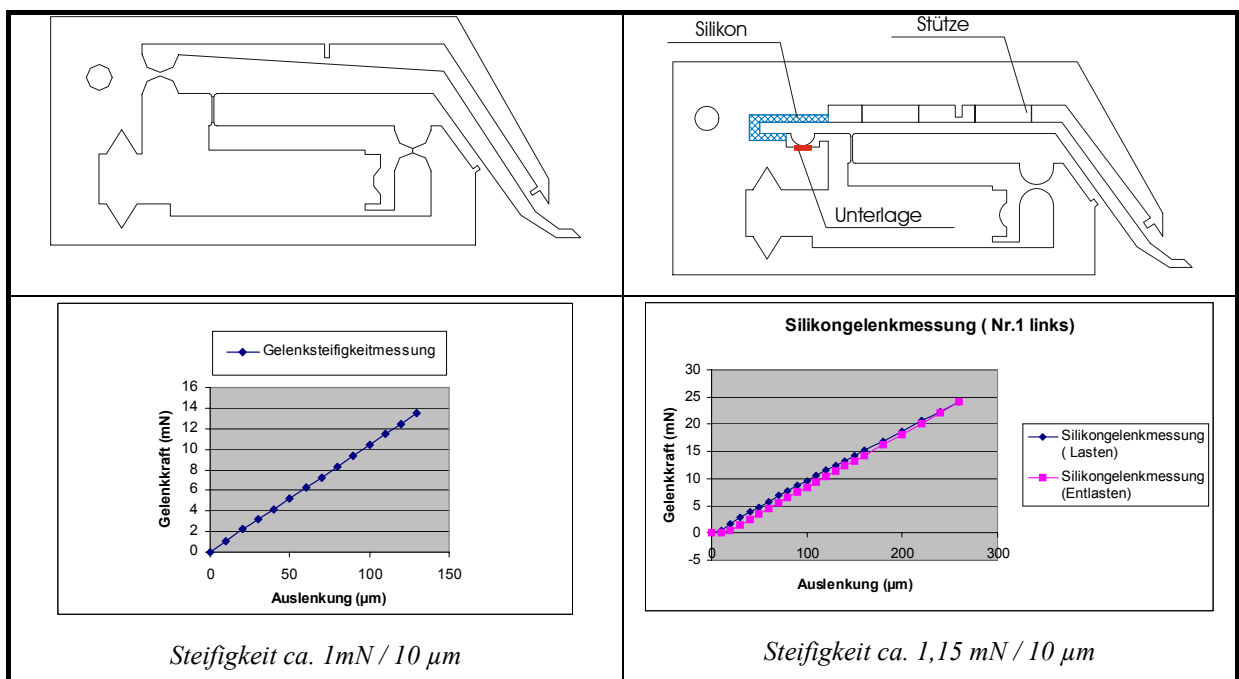


Bild 3.29 Silikon als Verfügungsmaterial für Greifer. (a) Zeichnung der Konstruktion; (b) Fotoaufnahme der Silikon-Verbindung.

Tab. 3.5 Vergleich der Gelenksteifigkeit





Das Ergebnis vergleichender Messungen an beiden Gelenkformen (s. Tab. 3.5) zeigt, daß die Steifigkeit des Silikongelenkes einen ähnlichen Wert wie ein monolithisches Gelenk hat. Somit können monolithische Gelenke durch Koppelgelenke aus Silikon ersetzt werden können.

## 3.4.3 Inspektion der viskoelastischen Eigenschaft von Silikongummi

Viele Materialien besitzen neben der reinen Elastizität eine Viskosität: Gewebe, Haut, synthetische Polymer, Holz, Leder und Metall. Viskosität bedeutet, daß die Beziehung zwischen mechanischer Spannung und Verformung von der Zeit abhängt. Eine Haupterscheinung von Viskosität ist der Kriecheffekt.

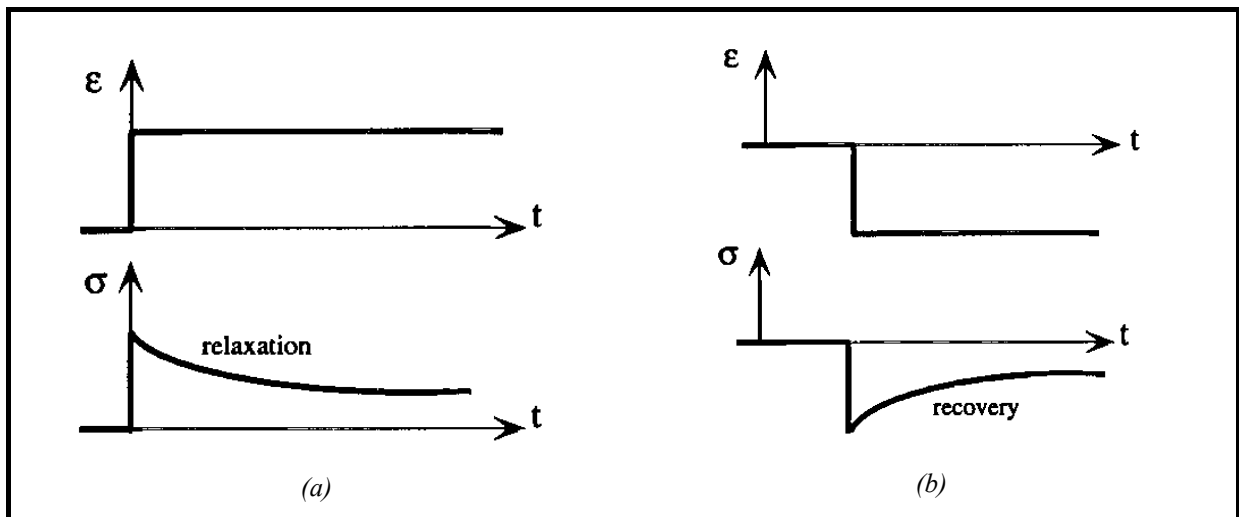


Bild 3.30 Kriecheffekt wegen Viskosität: Erholung und Rückgewinnung [Lak1998].

Bei den Greifern mit silikongekoppelten Gelenken wurde die Viskosität analysiert.

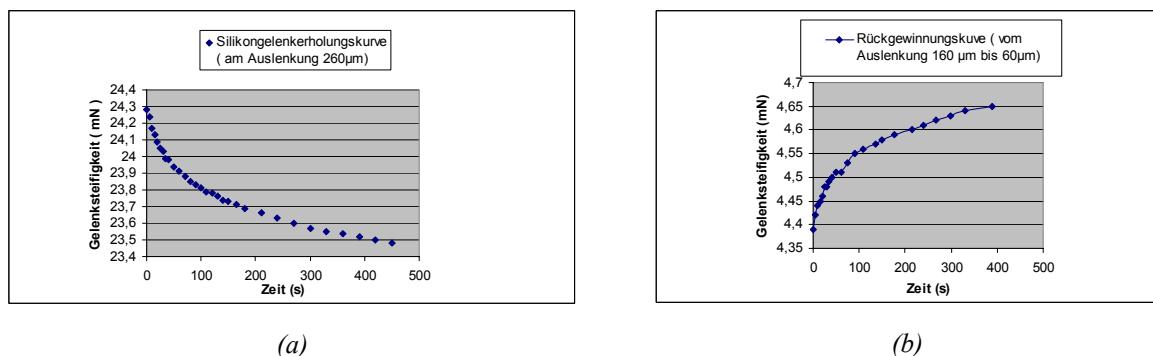


Bild 3.31 Silikon Viskosität (a) Erholungskurve; (b) Rückgewinnungskurve.

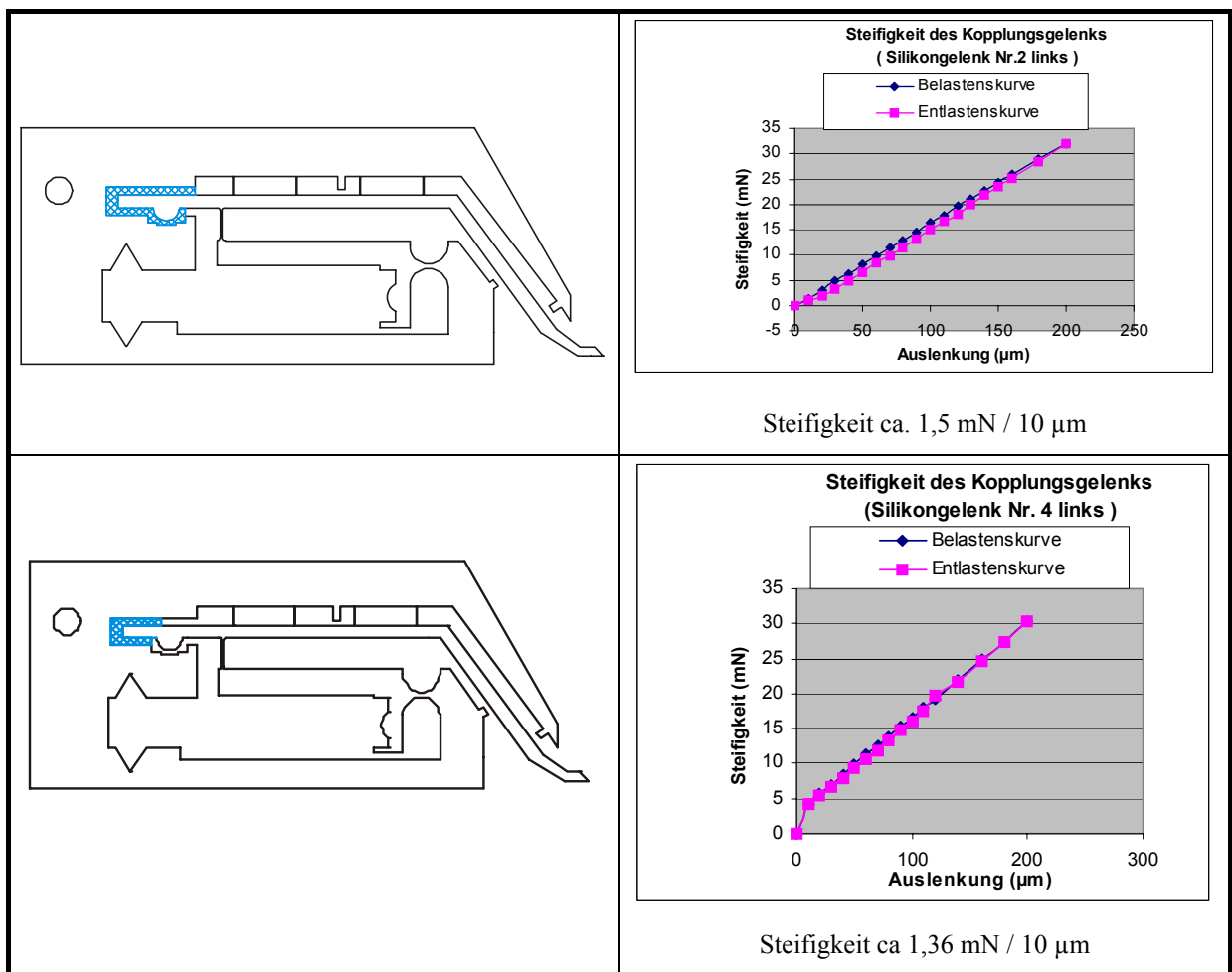
Aus den gemessenen Erholungs- und Rückgewinnungskurven im Bild 3.31 kann eine Schlußfolgerung gezogen werden: im Mikrobewegungsbereich ist ELASTOSIL<sup>®</sup> LR fast rein

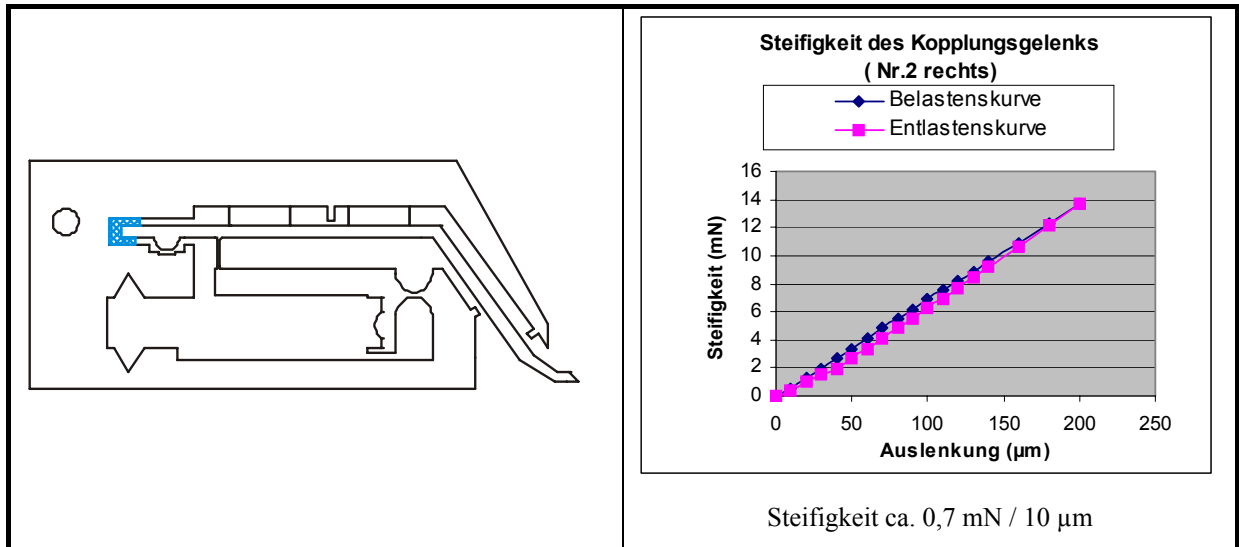
elastisch und besitzt eine Viskosität, welche keine negativen Auswirkungen auf dynamische Prozesse, z.B. den Greifprozeß, bringt.

## 3.4.4 Der Einfluß des Füllgrades von Silikongummi auf die Gelenksteifigkeit

Es werden Versuche mit unterschiedlicher Menge von Silikon in der Gelenkfuge durchgeführt, um damit den Einfluß der Silikonmenge auf die Gelenksteifigkeit zu untersuchen.

Tab. 3.6 Einfluß der Füllmenge von Silikon in der Fugestelle auf die Gelenksteifigkeit.





Das Ergebnis von Tab. 3.6 zeigt, daß die Steifigkeit des Silikongelenks von dem Füllgrad des Lagers mit Silikongummi abhängig ist.

Aus den Versuchen können folgende Schlußfolgerungen gezogen werden:

1. Silikon ist viscoelastisch, aber überwiegend elastisch;
2. Silikon besitzt gute Linearität in Mikrobewegungsbereich;
3. Die Steifigkeit der Kopplung ist durch den Füllgrad des Lagers zu kontrollieren,

Verglichen mit monolithischem Glasgelenk hat ein Silikongelenk den Vorteil größerer Toleranz im Greifbereich. Die Kontrolle einer definierten Steifigkeit und die Reproduzierbarkeit stellen ein Problem in der Technologie dar. Es wird ein Dosiersystem benötigt, das kleinste Menge des Silikons an den gewünschten Stellen des Mikrosystems deponieren kann. Die Integration der Silikontechnologie in die Mikrosystemtechnik wird ein wichtiges Thema für die weitere Entwicklung.

## 4 Realisieren des sensitiven Greifens

Der Greifer ist ein aktives System und muß gesteuert werden. Die Greifersteuerung hat die Aufgabe, alle erforderlichen Aktionen zu steuern und auch die Auswertung der dazu erforderlichen Signale vorzunehmen. Besonders um die in der Mikromontage erforderlichen Genauigkeiten mit hoher Prozesssicherheit zu erreichen, ist die Integration von geeigneter Sensorik und Steuerung unabdingbar. Sensorik ist die Voraussetzung zum Kontrollieren der Greifkraft und des Greifwegs. Am Greifer nach Bild 3.6(a) werden verschiedene Sensorprinzipien untersucht. Der piezoresistive Effekt von Poly-Si Widerständen liefert Information über die Greifarmbewegung. Die technologische Zugänglichkeit zur Herstellung von polykristallinen Silizium-Widerständen auf Glasgreifer wird untersucht und diskutiert. Ein anderes Sensorprinzip ermöglicht das intelligente Material „Piezokeramik“. Unter Ausnutzung des Self-Sensing Effektes des piezoelektrischen Materials und resonanter Schwingung kann der Greifvorgang ohne zusätzliche technologische Maßnahmen beobachtet und kontrolliert werden.

### 4.1 Technologische Möglichkeit für die Greifersensorik

Die Grundlage der Kraftsensorik ist die elastische Verformung eines Festkörpers. In diesem Fall wirken die äußeren mechanischen Kräfte gegen die interatomaren Bindungskräfte, als Reaktion ergibt sich eine reversible Formänderung. Die Formänderung eines Leiters wirkt sich auf den elektrischen Widerstand eines Meßkörpers aus, welche als piezoresistiver Effekt bezeichnet wird und die Grundlage der resistiven Sensorik bildet. Die Widerstandsänderung infolge der elastischen Verformung wird im Bild 4.1 an einem Quader erläutert.

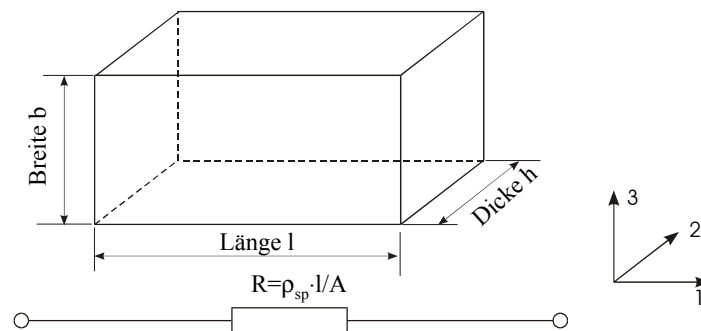


Bild 4.1 Widerstand eines Quaders mit Länge  $l$ , Breite  $b$  und Dicke  $h$ .

So ergibt sich der Widerstand  $R$  :

$$R = \rho_{sp} \cdot \frac{l}{A} = \rho_{sp} \cdot \frac{l}{b \cdot h} \quad (4.1)$$

wobei  $\rho_{sp}$  der spezifische elektrische Widerstand ist.

Aus der Gleichung folgt die differenzierte Schreibweise

$$\frac{dR}{R} = \frac{d\rho_{sp}}{\rho_{sp}} + \frac{dl}{l} - \frac{db}{b} - \frac{dh}{h} \quad (4.2)$$

Für den spezifischen Widerstand  $\rho_{sp}$  in (4.1):

$$\rho_{sp} = \frac{1}{\rho \cdot |q| \cdot \mu_L} = \frac{V}{N \cdot |q| \cdot \mu_L} \quad (4.3)$$

$\Rightarrow$

$$\frac{d\rho_{sp}}{\rho_{sp}} = \frac{dV}{V} - \frac{d(N \cdot \mu_L)}{N \cdot \mu_L} \quad (4.4)$$

wobei  $N$  die Ladungsträgerzahl,  $V$  das Teilchenvolumen und  $\mu_L$  die Ladungsträgerbeweglichkeit bedeutet.

Von Gleichung (4.2) und (4.4) ergibt sich

$$\frac{dR}{R} = \frac{dV}{V} - \frac{d(N \cdot \mu_L)}{N \cdot \mu_L} + 2 \cdot \varepsilon - \frac{dV}{V} = \varepsilon \cdot \left[ 2 - \frac{d(N \cdot \mu_L)}{\varepsilon \cdot N \cdot \mu_L} \right] = k \cdot \varepsilon \quad (4.5)$$

mit dem  $k$ -Faktor

$$k = 2 - \frac{d(N \cdot \mu_L)}{\varepsilon \cdot N \cdot \mu_L} \quad (4.6)$$

Der Faktor  $k$  ist der Maß für die Empfindlichkeit der Druckmessung. Er besteht aus einem geometrischbestimmten konstanten Term „2“ und einem werkstoffbestimmten Term.

In der Praxis werden Dehnungsmeßstreifen aus Leiterbahn als Kraft- oder Drucksensor eingesetzt, welcher über eine elektrisch isolierende Zwischenschicht an einem Verformungskörper befestigt wird. Die elastische Verformung des Federkörpers soll möglichst unverändert auf den Dehnungsmeßstreifen übertragen und dadurch gemessen werden. Zur Vergrößerung des Widerstandes werden die Dehnungsmeßstreifen über eine Mäanderform verfügen.

#### 4.1.1 Resistive Kraft- und Drucksensoren von Halbleitertechnologie

Es gibt Dehnungsmeßstreifen (DMS) aus Metall, Halbleiter und Keramik.

Bei Metallen kann der werkstoffbestimmte Term für den  $k$ -Faktor vernachlässigt werden, und der  $k$ -Faktor wird durch die Geometrieänderung des Widerstandes bestimmt. Er liegt in der Größenordnung von  $k = 2$ . Da die Dehnung des DMS möglichst auf den elastischen Bereich eingeschränkt werden sollte, ist die relative Widerstandsänderung in der Praxis meist weit kleiner als 0,1%. Für die Messung muß die Länge des DMS durch eine Mäanderform geometrisch vergrößert werden.

Im Gegensatz zu den Metallen kann bei Halbleiter im allgemeinen der geometrisch bedingte Effekt gegenüber dem materialbedingten Effekt vernachlässigt werden. Der werkstoffbestimmte piezoresistive Effekt in Halbleitern ist auf die Abhängigkeit der Bandstruktur von elastischen Gitterverzerrungen aufgrund der Einwirkung äußerer mechanischer Spannungen zurückzuführen. Die mechanische Deformation des Kristalls führt zu einer Umsetzung der Energiebänder, die eine Änderung der mittleren Beweglichkeit der Ladungsträger und damit auch eine Änderung des elektrischen Widerstandes zu Folge hat.

Der  $k$ -Faktor soll viel größer als 2 sein, so daß die Sensorempfindlichkeit enorm gesteigert werden kann. Z.B. in Silizium erreicht der  $k$ -Faktor einen Wert über 200. Übrigens bietet die Halbleitertechnologie die Möglichkeit, in Silizium geschickt Dünnschicht-Dehnungsmeßstreifen herzustellen.

In Silizium gibt es zwei Varianten für die Herstellung der Kraftsensorik: Monolithische Silizium-Drucksensoren und polykristalline Silizium-Drucksensoren.

Bei monolithischen Silizium-Drucksensoren werden die Widerstände durch Diffusion oder Implantation in die einkristalline Silizium-Oberfläche eingebaut. Mit Hilfe einer Wheatstoneschen Brückenschaltung werden die relativ kleinen Widerstandsänderung in leichter meßbare Brückensignale umgewandelt. Als gravierender Nachteil ist die hohe Temperaturabhängigkeit des  $k$ -Faktors zu nennen, die in vielen Fällen eine externe Temperaturkompensation erforderlich macht.

Neue Entwicklungen ersetzen die in einkristallinem Silizium eindiffundierten Widerstände durch Dünnschicht-Widerstände aus polykristallinem Silizium.

Im Vergleich mit monolithischem Silizium-DMS hat der DMS aus polykristallinem Silizium wesentliche Vorteile. Ein Vergleich der Eigenschaften von monolithische Silizium-Drucksensor und polykristalline Silizium-Drucksensor wird in Tab. 4.1 gezeigt.

## I 4 Realisieren des sensitiven Greifens

Tab. 4.1 Vergleich der Eigenschaften von monolithischem Silizium-Drucksensor und polykristallinem Silizium-Drucksensor.

Monolithische Silizium-Drucksensoren	Polykristalline Silizium-Drucksensoren
Starker Temperatureinfluß: Die Sensorkennlinie ist relativ stark temperaturabhängig und nichtlinear.	Der Temperaturfehler wird deutlich reduziert, und der Temperaturgang der Empfindlichkeit ist deutlich linearer als im Einkristall, was eine analoge Temperaturkompensation und elektronische Verstärkung des Meßsignals sehr vereinfacht. Temperaturfehler bezüglich Nullpunkt (TKO), Temperaturkoeffizient der Empfindlichkeit (TKE) und Temperaturkoeffizient des Widerstandes (TKR) sind auch deutlich kleiner als beim Einkristall.
Der $k$ -Faktor hängt vom Leitungstyp, der Dotierung (Dotierungstyp, -menge), und stark von der Kristallorientierung ab [Sch1992].	Während beim Einkristall durch die Dotierung bereits alle Eigenschaften wie $k$ -Faktor, TKE, TKR festgelegt sind, können diese über die Korngröße des Polykristalls verändert werden.
Die Isolierung der Meßwiderstände erfolgt durch einen pn-Übergang, welcher den Betriebstemperaturbereich auf weniger als 150°C begrenzt.	Die maximale zulässige Betriebstemperatur erhöht sich auf bis 260°C.

Außer Silizium eignen sich auch andere Substrate, wie Glas und metallische Festkörper als Träger. Dafür wird zuerst ein Poly-Si Schicht auf das Substrat aufgebracht. Durch Dotierung werden Dünnschichtwiderstände auf dem Poly-Si Schicht hergestellt. Die Dünnschichtwiderstände von Poly-Si können auch mittels Laser getrimmt werden.

### 4.1.2 Konzeption für Realisierung des sensorischen Effektes auf Glasgreifer

Eine automatisierbare Mikromontage benötigt geeignete Sensoren, um Informationen der Greifarmbewegung zu gewinnen, Greifpunkte zu detektieren und anschließend die Greifkraft zu steuern. Am Greifer nach Bild 3.6(a) wird untersucht, Sensoren mit verschiedenen technologischen Verfahren herzustellen.

Auf Glas-Substraten ist die Möglichkeit für die Herstellung von einkristallinem DMS ausgeschlossen. Deshalb wird das Herstellen der polykristalline DMS angestrebt.

#### Konzeption

Nach Kinematik des Mikrogreifers (s. Bild 3.7(c)) wird Gelenk „C“ mit der Greifarmbewegung belastet und verformt. Der Kraftsensor sollte an dieses Gelenk gelegt werden.

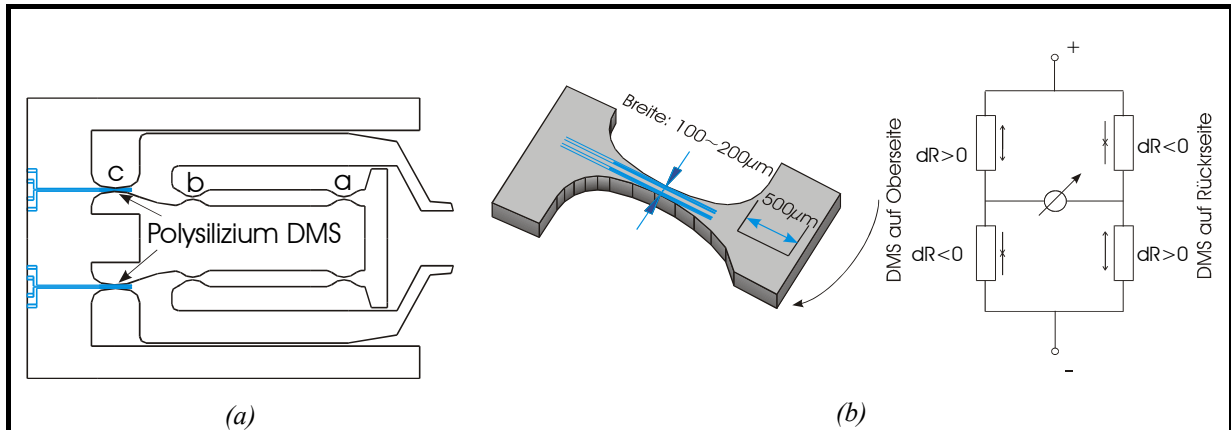


Bild 4.2 Anordnung von piezoresistiven Polysilizium Widerständen als Sensor für den Greifer: (a) An beiden Gelenken; (b) Zwei identische DMS auf jeder Seite des Gelenkes.

Die Polysilizium DMS werden wie im Bild 4.2 (a) gezeigt auf die beiden Gelenke „C“ gelegt. An jedes Gelenk werden zwei identische DMS wie im Bild 4.2 (b) auf Ober- und Unterseite des Gelenkes angebracht, und auf jeder Seite werden die beiden DMS symmetrisch zu neutralen Fläche angeordnet, so daß beide komplementär auf Zug und Druck beansprucht werden. Man benutzt dabei eine Wheatstonesche Brückenschaltung, um eine leichter meßbare Brückenverstimmung zu gewinnen und Temperaturfehler auszugleichen.

Das Konzept für die Realisierung der Polysilizium-DMS am Mikrogreifer aus Glas auf Basis der Standard-Mikrosystemtechnologie wird wie folgend gezeigt:

- Aufbringen einer dünnen Poly-Silizium Schicht auf das Glas-Substrat.
- Dotierung durch Implantation an bestimmte Stellen der Greifergelenke, um dünne Dehnungsmesswiderstände in Brückenform herzustellen; Wegen der kleinen Breite der Gelenke (100~200 µm) sollte die DMS-Größe nicht weit über 20 µm liegen, was eine hohe Anforderung an die Implantationstechnologie stellt.
- Nach der Dotierung muß es einen Ausheilenprozeß geben, damit die Dotanten elektrisch aktiv werden. Eine Temperatur von über 1000°C wird benötigt. Danach entstehen die Polysilizium-Widerstände.
- Durch Nutzung des piezoresistiven Effektes der dotierten Polysilizium-Widerstände kann der Greifweg gemessen, der Greifpunkt detektiert werden.

### Analyse der technologischen Schwierigkeiten

Die Schwierigkeit liegt zuerst an der Herstellung der Poly-Silizium Schicht.

In der Halbleitertechnologie ist das Herstellen von polykristallinen Silizium-Schichtwiderständen mit dem LPCVD-Verfahren oder PECVD realisiert und Stand der Technik. Die



benötigte Temperatur stellt einen Widerspruch zur praktisch maximal erlaubten Prozeßtemperatur vom fotoempfindlichen Glas FOTURAN, ca. 600°C, dar.

Bei dem Ausheilenprozeß nach Dotierung kann das RTP(Rapid Thermal Prozessing)-Verfahren eingesetzt. Innerhalb von 10 Sekunden wird der Ausheilenprozeß mit Temperatur von über 1000°C durchgeführt. Eine mechanische Verformung des FOTURAN-Glaswafers kann wegen der sehr kurzen Zeit vermieden werden.

Die Untersuchung der technologischen Verfahren fürs Wachstum von Polysilizium-Schicht auf Glaswafer unter möglichst niedriger Temperatur wird im nächsten Abschnitt vorgestellt.

Eine andere Variante wäre, daß der Greifer sich mit Quarzglas mittels Sandstrahlverfahren herstellen lassen. Quarzglas eignet sich gut für die hohe Temperatur in der Halbleitertechnologie und es ist einfach, mittels Halbleitertechnologie auf Quarzglas Kraftsensoren herzustellen.

### **4.1.3 Untersuchung der technologischen Verfahren für das Wachstum von polykristallinen Si-Filmen auf Glas**

Mehrere Varianten zur Herstellung polykristalliner Si-Filme auf Glas mit möglichst niedriger Temperatur wurden untersucht und diskutiert.

#### **1. LPCVD-Verfahren**

Es wurde untersucht, im LPCVD-Verfahren durch Einstellung von Silan-Druck ( $2 \times 10^{-4} \leq P \leq 1$  Torr ) und Temperatur die Kristallgröße, die Texturorientierung und die Rauheit zu kontrollieren [Jou1987].

Ab einer bestimmten Temperatur ( Temperaturbereich:  $580^{\circ}\text{C} \leq T \leq 700^{\circ}\text{C}$ ) wird die Kristallgröße zunehmen. Bei sehr niedrigem Silan-Druck hat die Schicht eine zufällige Orientation, bei mittlerem Druck hat die Schicht eine bevorzugte  $\langle 100 \rangle$  Orientierung und bei hohem Druck eine  $\langle 110 \rangle$ -Orientierung.

- Unter  $580^{\circ}\text{C}$  und hohem Druck (10 Torr) ist die Schicht amorph, zum Teil kristallisiert sie unter 1 Torr. Totale Kristallisation setzt bei niedrigem Druck ( $\leq 0,1$  Torr) ein.
- Bei  $600^{\circ}\text{C}$  hat die Schicht eine  $\langle 110 \rangle$ -Orientierung bei einem Druck von  $P \geq 0,5$  Torr und eine  $\langle 100 \rangle$ -Orientierung beim Druck zwischen 0,1 Torr und 0,01 Torr.

Das LPCVD-Verfahren unter 600°C ermöglicht das Aufbringen einer Poly-Siliziumschicht auf das Glassubstrat. Durch Implantation wird danach eine Meßbrücke von piezoresistivem Meßwiderstand gefertigt.

### **2. Wachstum von polykristallinen Si-Filmen auf Glas mittels Puls-dc Magnetron Sputtern**

Das Wachstum von nominell undotiertem polykristallinem Silizium (poly-Si) auf Glas bei niedrigen homologen Temperaturen mit hohen Depositionsraten stellt immer noch eine Herausforderung dar. Die Wissenschaftler des Hahn-Meitner-Instituts Berlin und des Fraunhofer Instituts für Schicht- und Oberflächentechnik (IST) haben versucht, Poly-Si Filme mit hohen Raten ( $> 100$  nm/min) mittels der Methode des gepulsten dc Magnetron Sputterns auf Glas zu deponieren [Rei2002]. Diese Methode mit Pulsfrequenzen im Mittelfrequenzbereich (50-250 kHz) erlaubt die Hochratenzerstäubung von hochohmigen Materialien, wie z.B. intrinsischem Si. Zeitaufgelöste Langmuir-Sondenmessungen des gepulsten dc-Plasmas zeigen deutliche Unterschiede in relevanten Plasmametern (Potentiale, Teilchendichten) im Vergleich zu einer dc-Plasmaentladung. Diese unterschiedlichen Plasmabedingungen haben einen signifikanten Einfluss auf die Mikrostruktur von Poly-Si Filmen auf Glas, die bei  $T=450^{\circ}\text{C}$  abgeschieden wurden. Es wird gezeigt, daß Kristallitorientierungen und -größen signifikant von den jeweiligen Plasmabedingungen abhängen. Unter geeigneten Bedingungen ermöglicht dies ein Wachstum von Poly-Si Filmen auf Glas mit einer ausgeprägten  $\langle 100 \rangle$ -Textur.

### **3. MBE und nachfolgendes Ausheilen**

Eine Variante in der Technologie wäre zuerst die Erzeugung einer amorphen Siliziumschicht durch MBE (Molecular Beam Epitaxie) bei 200°C und ein nachfolgender thermischer Behandlungsprozess. Mehrere Versuche zum thermischen Behandlungsprozeß bei 550°C, 575°C und 600°C wurden durchgeführt. Es wurde bewiesen, daß bei 600°C eine Poly-Siliziumschicht gebildet wird (s. Bild 4.3). Für die sensorische Anwendung muß jedoch eine Textur von Poly-Silizium gebildet werden. Weitere Untersuchungen werden benötigt.

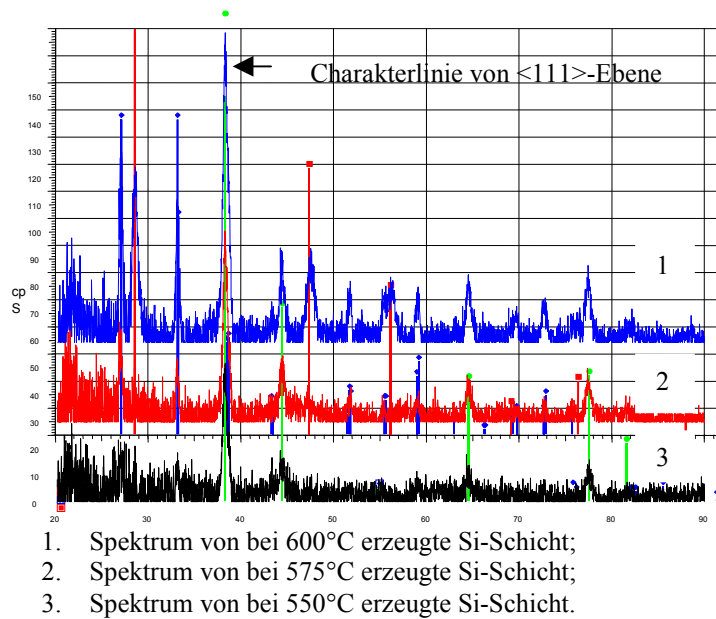


Bild 4.3 Erkennung der Bildung der Poly-Si Schicht auf Glas-Substrat nach dem thermischen Behandlungsprozeß im Röntgen-Spektrum-Diagram.

Es wurde immer angestrebt, durch technologisches Verfahren Greifersensorik auf Glas zu realisieren. Die Temperatur der Halbleitertechnologie stellt eine Schwierigkeit für fotosensible Gläser dar. Durch die beschriebenen Untersuchungen wird die Möglichkeit der Sensorisierung fotosensibler Gläser eröffnet.

Im ganzen genommen ist die Greifersensorik mittels Halbleitertechnologie mit hohen Betriebskosten verbunden. Eine andere Variante, das Ausnutzen des Self-Sensing Effektes von piezoelektrischen Materialien, bringt ein neues Blickfeld.

## 4.2 Sensitives Greifen durch Piezokeramik

Piezokeramik kann sowohl über den inversen Piezoeffekt als Aktor dienen, wie auch über den Piezoeffekt als Kraft- und Wegsensor. Dieser Effekt begründet die selbstregelnde Eigenschaft, und den Namen „Adaptiver Werkstoff“.

### 4.2.1 Self-Sensing Effekt von piezoelektrischen Materialien

Für den Aktor im Bild 3.5 tritt infolge der ausgeübten Spannung  $U_s$  in  $\vec{3}$  Richtung eine Auslenkung in  $\vec{1}$  Richtung auf:

## I 4 Realisieren des sensitiven Greifens

$$\Delta x_s = d_{31} \cdot U_s \quad (4.7)$$

wobei  $d_{31}$  die piezoelektrische Konstante ist.

Umgekehrt, infolge einer Auslenkung in  $\vec{1}$ -Richtung wird eine elektrische Spannung in  $\vec{3}$ -Richtung erzeugt.

$$U_e = h_{13} \cdot \Delta x_e \quad (4.8)$$

wobei  $h_{13}$  die piezoelektrische Deformationskonstante ist.

Unter der Annahme, daß die infolge der elektrischen Feldstärke erzeugte mechanische Auslenkung wieder zum inversen Effekt benutzt wird  $\Delta x_e = \Delta x_s$ , beträgt das Verhältnis von erzeugter zu ausgeübter Spannung

$$\frac{U_e}{U_s} = d_{31} \cdot h_{13} = k_{31}^2 \quad (4.9)$$

Der Koeffizient  $k$  wird als elektromechanischer Kopplungsfaktor bezeichnet, welcher bei piezoelektrischen Materialien ein Maß für die Effizienz der Energieumwandlung steht.

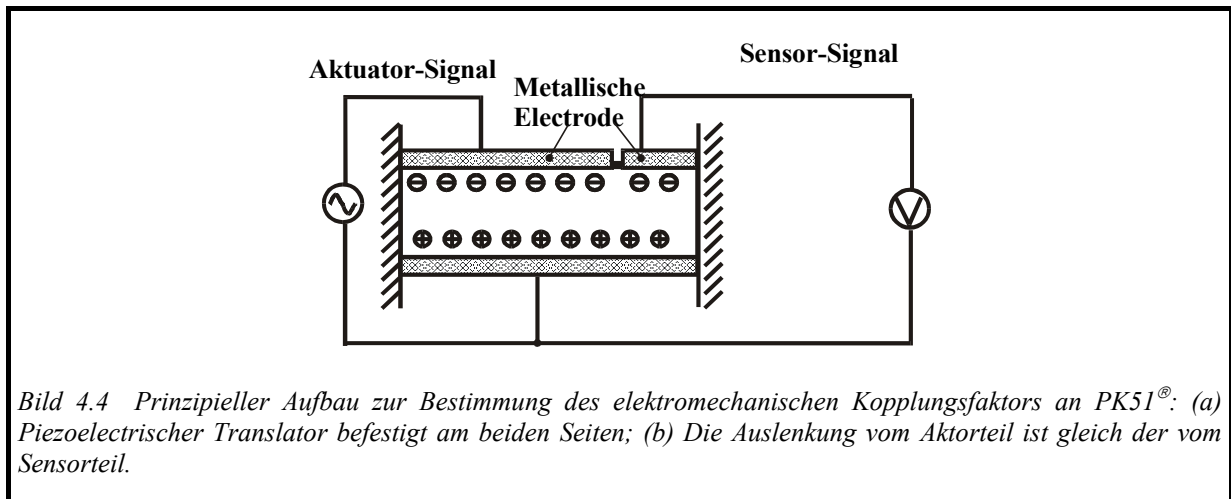
Für die technische Anwendung ist der elektromechanische Kopplungsfaktor die wichtigste Stoffkonstante, womit der Grad der Energieumwandlung auszudrücken ist.

Wegen der Forderung an den elektromechanischen Kopplungsfaktor werden oft Piezokeramiken und piezoelektrische Kristalle benutzt, z.B. Bariumtitanat ( $\text{BaTiO}_3$ ), Lithiumniobat ( $\text{LiNbO}_3$ ), Bleizirconattitanat-Keramik (PZT), Quarz ( $\text{SiO}_2$ ) u.s.w..

Tab. 4.2 Einige Kopplungsfaktoren von piezoelektrischen Materialien [Kra1977] [Mil1987]

$\alpha$ -Quarz	KDP (Kaliumdihydrogen-phosphat)	$\text{LiNbO}_3$	$\text{BaTiO}_3$	PZT
$k_{11} = 0,101$	$k_{36} = 0,12$	$k_{15} = 0,642$	$k_{33} = 0,49$	$k_{33} = 0,60 \sim 0,70$

Mit PK51<sup>®</sup> von MARCO Co. wird ein Versuch zur Bestimmung der dynamischen Kopplungseffizienz durchgeführt. Ein Stück Piezokeramik mit Dimension von  $L \times B \times H = 8 \text{ mm} \times 1 \text{ mm} \times 0,2 \text{ mm}$  ist auf zwei Seiten mit einer Metallschicht versehen, welche als Elektroden dienen. Es wird an beiden Enden zwischen zwei Wänden fixiert. Auf einer Seite wird die Metallschicht durch einen Riß getrennt. Ein Teil wird als Aktor benutzt, der andere als Sensor. Am Sensor-Teil wirkt der piezoelektrische Effekt und am Aktor-Teil der reziproke piezoelektrischen Effekt. Durch den  $d_{31}$ -Effekt wird der Aktor sich zusammenziehen, der Sensor-Teil generiert ein elektrisches Signal. Im Fall der Einspannung der Keramik ist die Verschiebung vom Sensorteil gleich der vom Aktorteil.

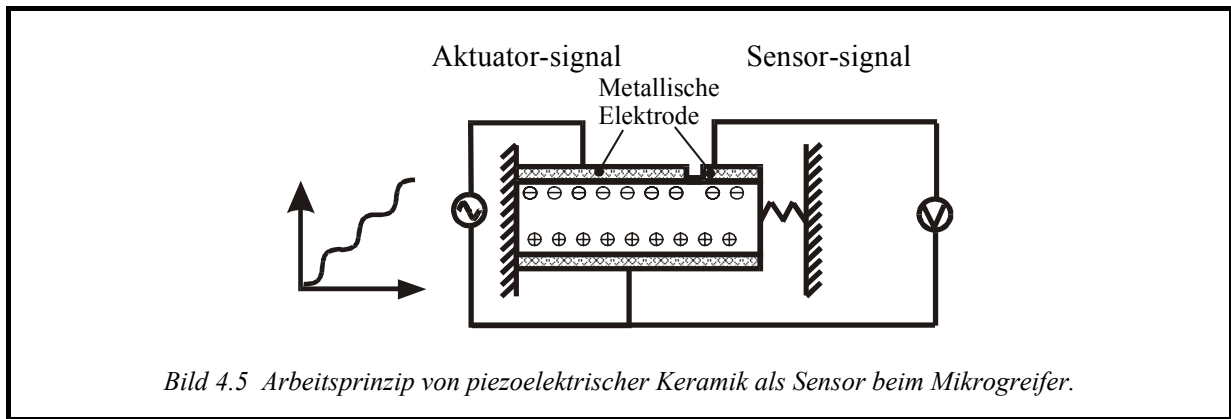


Wenn eine sinusförmige Deformation vom Aktorteil ausgeübt wird, so kann das elektrische Signal mit gleicher Frequenz am Sensorteil empfangen werden. Die Signalamplitude am Aktorteil beträgt 67 V (p-p), und Sensorsignale mit einer Amplitude von 24 V bzw. 15 V werden für eine Anregungsfrequenz von 100 Hz bzw. 200 Hz gemessen. Das Messergebnis entspricht den vom Hersteller angegebenen Materialeigenschaften: PK51® besitzt einen hohen elektromechanischen Kopplungsfaktor von ca. 0,62, was ein Sensorsignal mit Amplitude von 25 V erzeugen sollte.

Tab. 4.3 Vergleich der Sensorsignal-Amplitude von einer an beiden Enden fest gespannten Piezokeramik wie im Bild 4.4 und einer Piezokeramik auf Greifer wie im Bild 4.5 montiert (Aktorsignal-Amplitude 67 V (p-p)).

Frequenz	Sensorsignal-Amplitude (p-p) der an beiden Enden fest gespannten Piezokeramik	Sensorsignal-Amplitude (p-p) an Piezokeramik an Greifer montiert
100 Hz	24 V	1.5 V
200 Hz	15 V	1.5 V

Ein offensichtliches Sensorsignal kommt unter der Bedingung zustande, daß die Piezokeramik an beiden Seiten eingespannt wird, und die mechanische Kraft vom Aktorteil voll zum Sensorteil übertragen wird. Wenn die gleiche Piezokeramik am Mikrogreifer wie im Bild 3.6 (a) gezeigt montiert ist, wird das Sensorsignal viel schwächer. Die Greifergelenke funktionieren wie im Bild 4.5 gezeigt als Feder, welche die resultierende Blockierkraft und das Sensorsignal reduzieren (s. Tab. 4.3).



#### 4.2.2 Resonante Sensorik für Mikrogreifer

An die Piezokeramik des Greifers wird die DC-Spannung, überlappt mit einem AC-Signal am Aktorteil, angelegt. Die DC-Spannung treibt den Greifarm an und das AC-Signal mit kleiner Amplitude wird für den Sensor-Effekt benutzt. Das am Aktuerteil ausgeübte AC-Signal für Sensing-effekt darf nicht so groß sein wie im Versuch von Tab. 4.3, wegen der Anforderung an ein festes Greifen. Das Sensor-Signal ist in der Praxis normalerweise so klein, daß es nicht wesentlich über dem Rauschen liegt. Die direkte Messung des Sensor-Signals bringt wegen des großen Rauschens kein befriedigendes Ergebnis. Die Beobachtung der Schwingung des Greiferarmes bei Resonanzfrequenz erleichtert die Messungen.

Für eine freie mechanische Struktur, z. B. einen Mikrogreifer ohne Objekt, gibt es mehrere Resonanzfrequenzen. Am Mikrogreifer wurden drei Resonanzfrequenzen gefunden: 737 Hz, 1605 Hz und 2340 Hz. Bei Resonanz beträgt die Phaseverschiebung zwischen Sensor- und Aktor-Signal ca.  $\pi/2$  (s. Bild 4.6). Nach dem Greifen des Objektes werden sowohl die Amplitude als auch die Phase vom Sensor-Signal geändert, welche als ein Beurteilungskriterium für das Detektieren des Objektes benutzt werden kann. So wird der Greifprozeß bei Resonanz erkennbar.

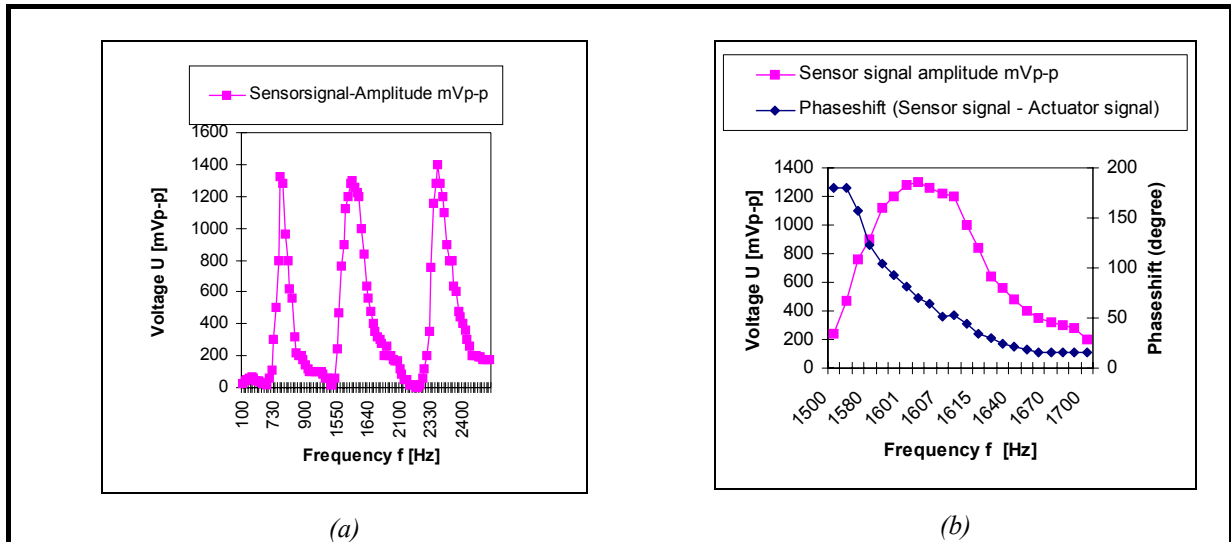
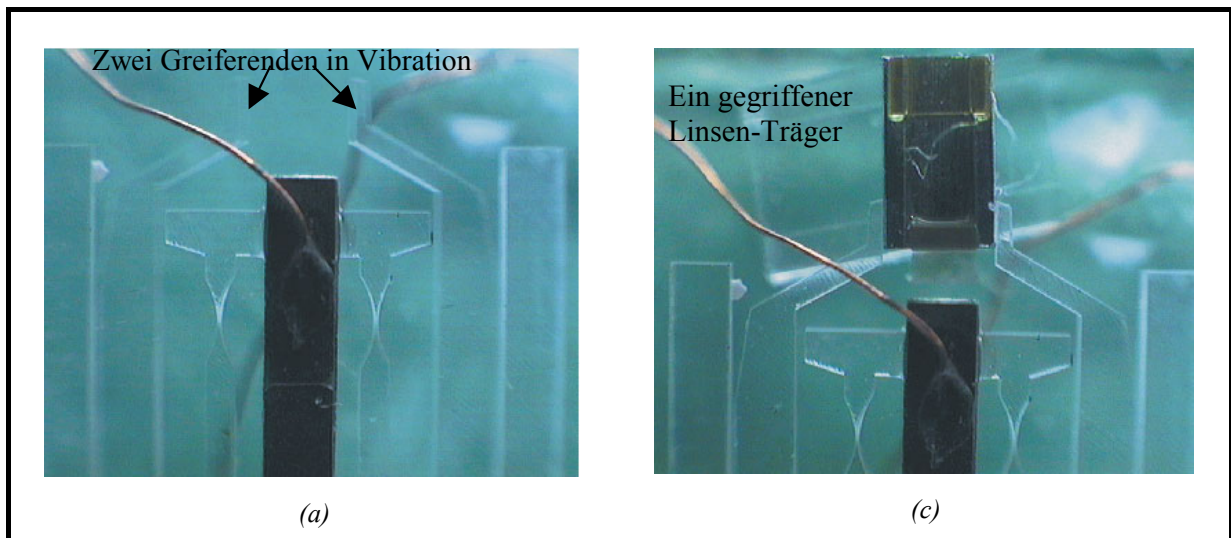


Bild 4.6 Dynamische Eigenschaften für freien Greifer: (a) Sensor-Signal Spektrum: Drei Resonanz Frequenzen am freien Greifer: 737 Hz, 1605 Hz und 2340 Hz; (b) Amplitude vom Sensor-Signal und Phaseverschiebung zwischen Sensor- und Aktor-Signal bei einer Resonanz Frequenz (1605 Hz): DC=0 V, AC-Signalamplitude 8 V.

Der Greiferaktor wird mit einer Resonanzfrequenz von 1605 Hz überlagert. Das Sensor-Signal vom freien Greifer und Greifer mit Objekt ist im Bild 4.7 gezeigt. Im Bild 4.7 (a) ist eine unscharfe Strukturfigur am Greiferende zu beobachten, weil die freien Greiferarme in Resonanz schwingen. Bild 4.7 (b) zeigt eine ca.  $\pi/2$  Phaseverschiebung zwischen Sensor- und Aktor-Signal. Entsprechend zeigen die Bilder (c) und (d) Sensor-Signale nach dem Greifen des Objektes. Die Sensorsignal-Amplitude nimmt stark ab, weil die Resonanzschwingung gehemmt wird.



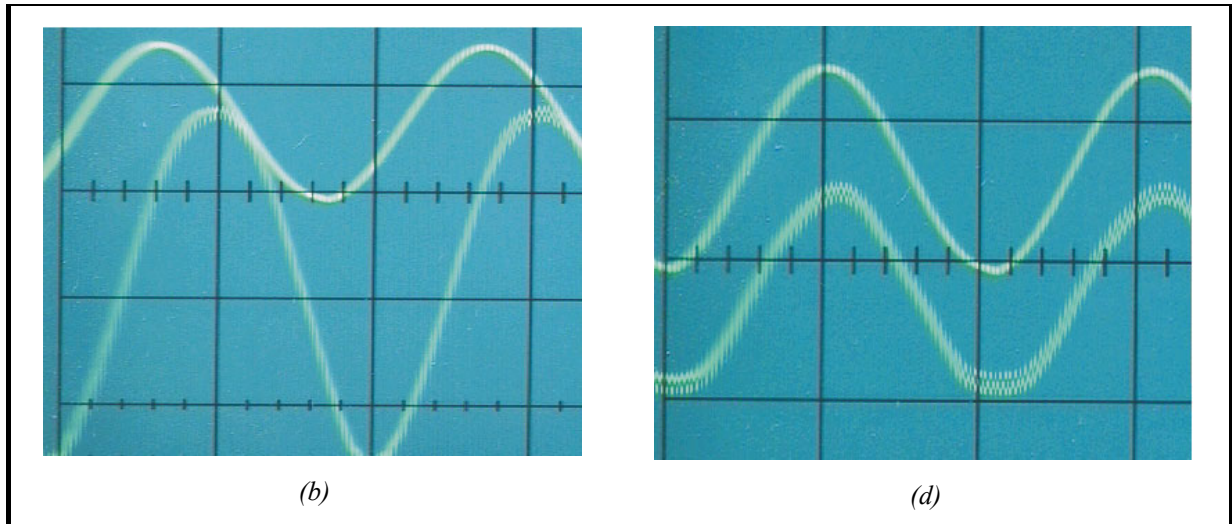


Bild 4.7 (a) Schwingung vom Greifarm; (b) Aktor-Signal (oben) und Sensor-Signal (unten) bei Resonanz; (c) Ein gegriffenes Objekt (Linsen-Träger); (d) Aktor-Signal (oben) und Sensor-Signal (unten) nach Griff des Objektes.

Um den Greifprozeß zu untersuchen, wurde eine von der Resonanz leicht abweichende Frequenz gewählt. Die Resonanzfrequenzen werden von den gemessenen wegen der erzeugten mechanischen Spannung bei stoffschlüssigen Gelenken leicht abweichen. Für den Greiftest wurde eine Frequenz von 750 Hz gewählt, während die gemessene Resonanzfrequenz 737 Hz beträgt. Grund dafür ist die Verschiebung der Resonanzfrequenz infolge der beim Berühren des Objektes aufgebauten mechanischen Spannungen in den Gelenken. Die AC-Signal Amplitude (p-p) wird auf 4 V begrenzt.

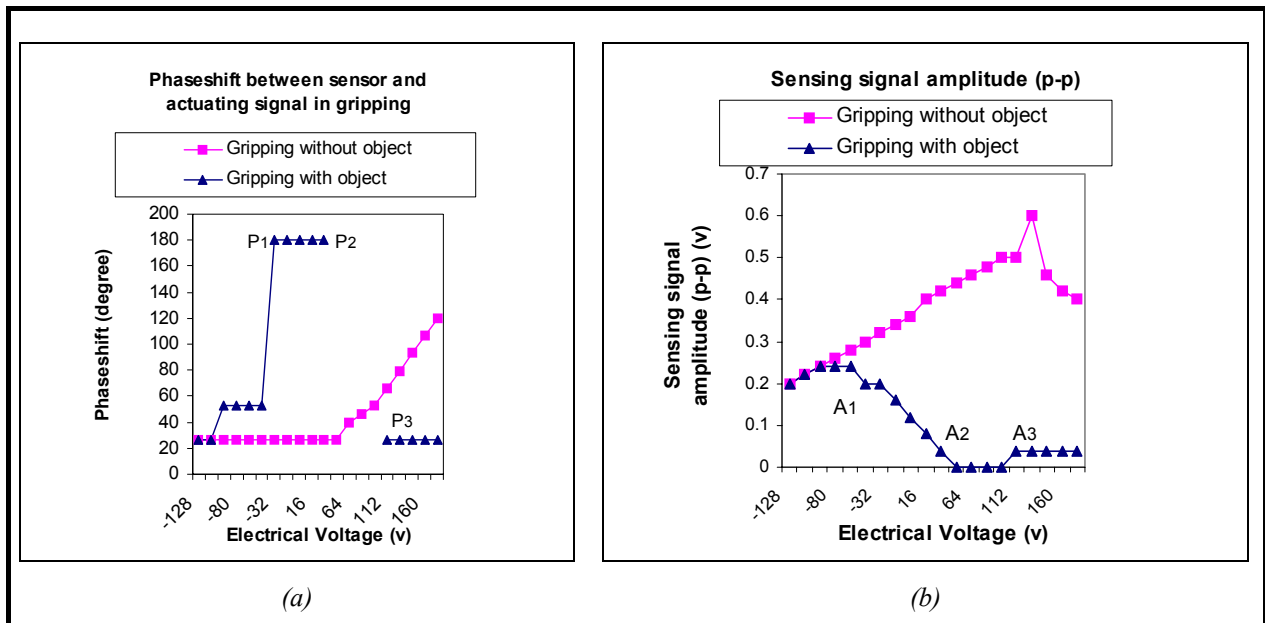


Bild 4.8 (a) Verlauf der Phaseverschiebung während des Greifprozesses; (b) Verlauf der Sensorsignal-Amplitude während des Greifprozesses.

In dem Bewegungsprozeß vom Greifvorgang im Bild 4.8 (a) berührt der Greiferarm gerade das Objekt im Punkt P1, und die Resonanzvibration wird blockiert, was zu einer sprunghaften



Änderung der Phaseverschiebung auf 180 Grad führt. Der Greifarm bewegt sich weiter zum Objekt bis zum Punkt P2. Bei P2 verschwindet das Sensorsignal und es gibt nur ein Rauschsignal bis zum Punkt P3. Vom Punkt P3 an tritt das Sensorsignal wieder auf, aber mit konstanter Phaseverschiebung. Man kann feststellen, daß ein festes Greifen in diesem Zustand existiert und die Vibration der Greiferarme durch das Objekt übertragen wird. Auch während der Phaseverschiebung im Bild 4.8 (b) kann dieselbe Schlußfolgerung von den Punkten A1, A2 und A3 gezogen werden. Die Punkte P1, P2 und P3 stimmen sehr gut mit den Punkten A1, A2 und A3 überein. Das bedeutet, daß sowohl von der Sensorsignal-Amplitude als auch von der Phaseverschiebung die Information für den Greifvorgang abgeleitet werden kann ( s. Bild 4.9 ).

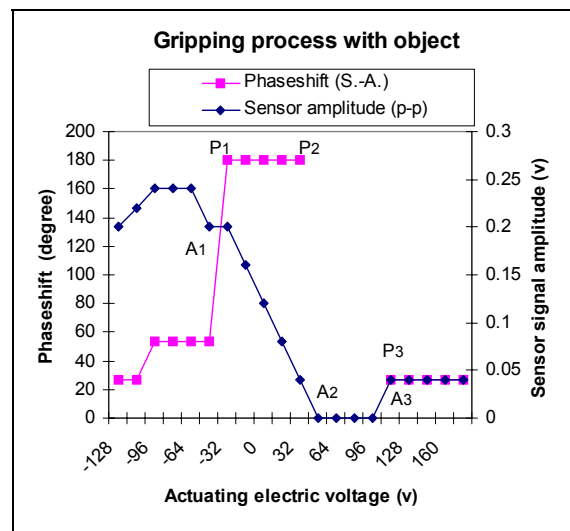


Bild 4.9 Sowohl Amplituden- als auch Phaseverschiebungs-Verlauf des Sensorsignals liefern Greif-informationen.

Solche Greif-Tests wurden an mehreren Greifern durchgeführt. Die Resonanzfrequenzen unterscheiden sich ein wenig von Struktur zu Struktur. Mit diesem Verfahren kann die Information über den Greifzustand sicher gewonnen werden. Zu Beginn werden die Greiferarme mittels einer negativen Spannung geöffnet, so daß die Objekte gegriffen werden können. Im Bild 4.8 (a) gibt es einen Sprungpunkt P1 im Phasendiagramm. Da die Objekte im Test optische Elemente mit harter Oberfläche waren, führt dies zu einer Phaseverschiebung auf  $\pi$ . Verschiedene Phaseverschiebungen können beobachtet werden je nach den Materialeigenschaften des Objektes. Das kann zur Detektion von Objekten unterschiedlicher Stärke genutzt werden.

## I 4 Realisieren des sensitiven Greifens

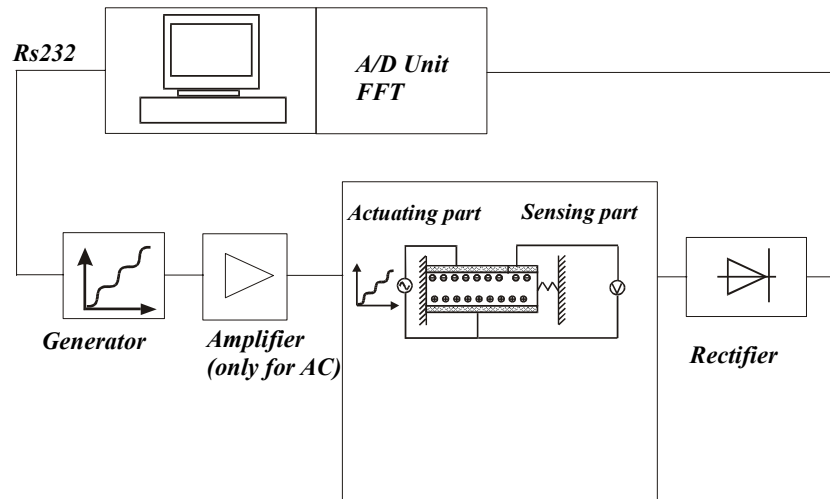


Bild 4.10 Automatisierung der Greifvorgangsteuerung.

Die gefundenen Abhängigkeiten lassen sich rechentechnisch erfassen und auswerten. Mit Hilfe einer Schaltung (s. Bild 4.10) wird die Resonanzfrequenz des verwendeten Greifers im entsprechenden Spektrum gesucht und eingestellt. Der Aktor wird angeregt mit einer kleinen dem Bewegungssignal der Greifarme überlagerten Schwingung. Die Meßsignale des Sensorteils werden während des gesamten Greifprozesses an den Prozessor übertragen und analysiert. Abhängig davon werden Steuersignale am Aktor eingestellt. So ist ein intelligentes Greifen mit dem beschriebenen Mikrogreifer praktisch realisierbar.

## **Komplex II Mikrowerkzeuge für die Minimal-Invasive Chirurgie**

### **5 Bionischer Weg für Minimal-invasive Wirbelsäulechirurgie**

In der Medizintechnik, insbesondere bei chirurgischen Eingriffen, muß man kleine, weiche, frei hängende Gewebe schneiden. Der bionische Weg bringt auch hier wieder eine Inspiration zur Problemlösung.

#### **5.1 Bedeutung und Entwicklung von Minimal-invasiver Chirurgie (MIC) in Deutschland**

Seit mehreren zehn Jahren hat die Minimal Invasive Chirurgie sich mit sehr großer Geschwindigkeit entwickelt. Gegenüber traditionelle Eingriffsmethoden hat sie eindeutige Vorteile: kleine Wunden, geringere Gewebsverletzung und Schmerzen, weniger Blutverlust und kürzere Erholungszeit. Ihre Anwendung erstreckt sich von Gallenblasenoperation, mikrochirurgischen Operationen an der Nebenniere über Herzchirurgie bis hin zu orthopädischer Behandlung von Wirbelsäulen-, Kniegelenk- und Schultererkrankungen.

Seit im Jahre 1983 Prof. Bueß von Chirurgischer Universitätsklinik Tübingen als einer der ersten in Deutschland die minimal invasive Operation in die Allgemeinchirurgie einführte, hat die neue chirurgische Methode immer stärkere Bedeutung in der Chirurgie gewonnen. In Deutschland sind die Sektion für Minimal Invasive Chirurgie in Chirurgische Universitätsklinik Tübingen [Cut2001], Forschungszentrum Karlsruhe [Fzk1997], Dornier Surgical Systems GmbH [Dor2002] einige der wichtigsten Forschungsstätten in diesem Bereich, mit der Aufgabe, die Minimal Invasive Chirurgie sowohl auf experimentellem als auch auf klinischem Sektor weiter zu entwickeln.

Jetzt konzentriert sich die Forschungsarbeit auf die Weiterentwicklung von chirurgischen Instrumenten mit dem Schwerpunkt von Kombinationsinstrumenten, die rasche, wenig belastende Eingriffe unter Senkung des Blutverlustes ermöglichen.

### 5.2 Einsatz der MIC bei Wirbelsäulenerkrankungen

Die Wirbelsäule besteht aus 33 Wirbeln mit den dazwischenliegenden Bandscheiben, an denen Bänder und Muskeln ansetzen.

Die Bandscheiben bestehen aus einem weichen inneren Gallertkern, umgeben von bindewebigen knorpeligem äußerem Ring (s. Bild 5.1). Mit zunehmendem Alter, schon ab dem 25. Lebensjahr, entstehen Risse im Kern, es tritt Wasser aus. Die Dicke des Bandscheibenringes nimmt ab [Kah2001]. Weiches Gewebe, das sich oft vollständig von der eigentlichen Bandscheibe gelöst hat (Sequester), kann durch Risse des äußeren Faserrings in Zwischenwirbellöcher quellen und dort auf das Rückenmark oder auf die vom Rückenmark austretenden Nervenfasern drücken (s. Bild 5.2).

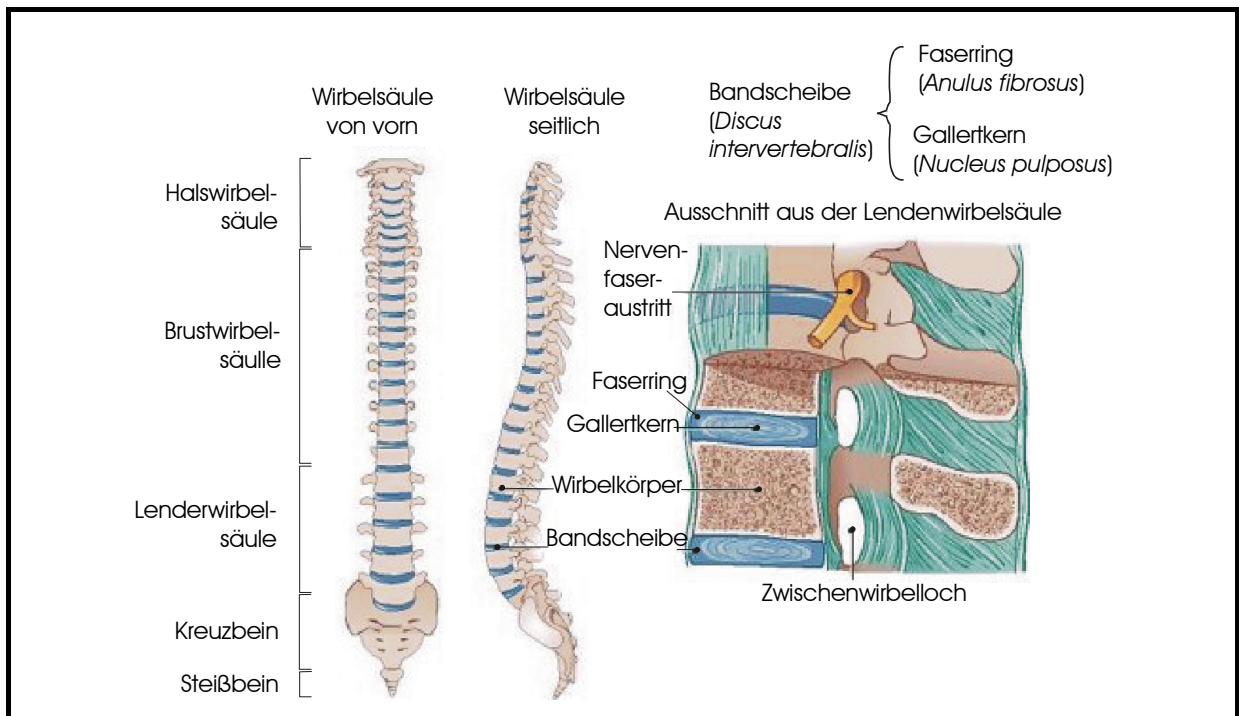


Bild 5.1 Wirbelsäuleanatomie (modifiziert nach [Kah2001]).

Minimal-invasive chirurgische (MIC) Techniken finden Anwendung in der Wirbelsäulenchirurgie, da sie die Traumatisierung gerade der Elemente des Bewegungsapparates gering halten. Endoskopische Techniken erlauben dem Orthopäden, nahezu jede Etage der Wirbelsäule zu behandeln. Patienten haben kleinere Narben, erholen sich schneller von den Eingriffen, kehren früher zur Arbeit zurück, und die finanzielle Belastung für die Versicherungsträger werden geringer [Büf1997].

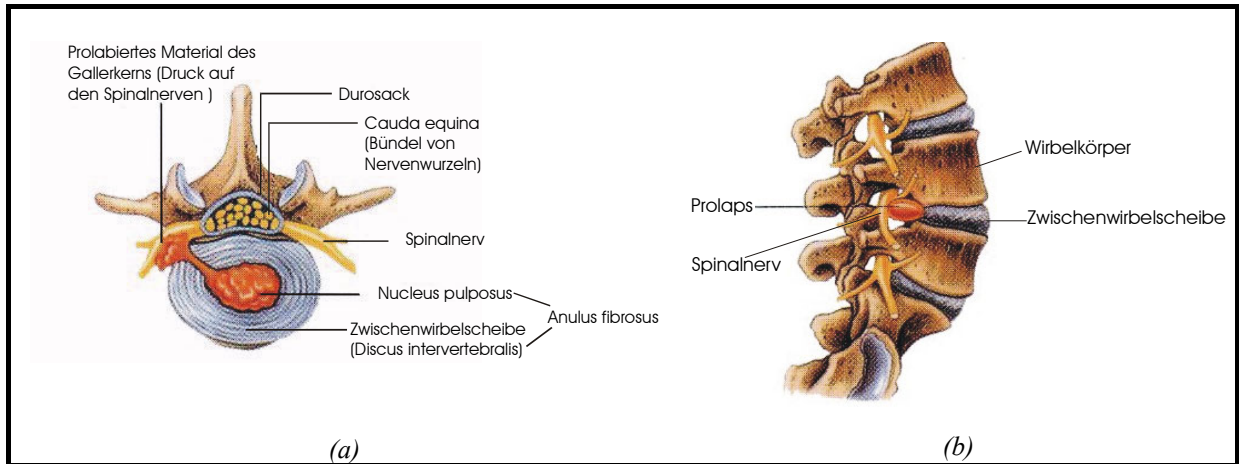


Bild 5.2 Querschnitt und Seitenansicht der Wirbelsäule mit einem Vorfall des gallertigen Kerns (Nucleus pulposus) der Zwischenwirbelscheibe (Discus intervertebralis), welcher Spinalnerven komprimiert (modifiziert nach [Rüd2000]).

### 5.3 Biologisches Vorbild für minimal chirurgische Eingriffsmethoden: Blattschneider-Ameisen

Blattschneider-Ameisen (*Atta sexdens*) zerschneiden die Pflanzenblätter für ihre Ernährung. Beim Schneidevorgang schließen sich die beiden Mandibeln in Zustellrichtung langsam und schwingen in Arbeitsrichtung mit Hochfrequenz. Die Vibration erzeugen die Blattschneider-Ameisen durch ihren Postpetiolus auf dem Rückenschild des Exoskelettes. Sie wird über zwei Mandibeln in die Blätter übertragen (s. Bild 5.3 ).

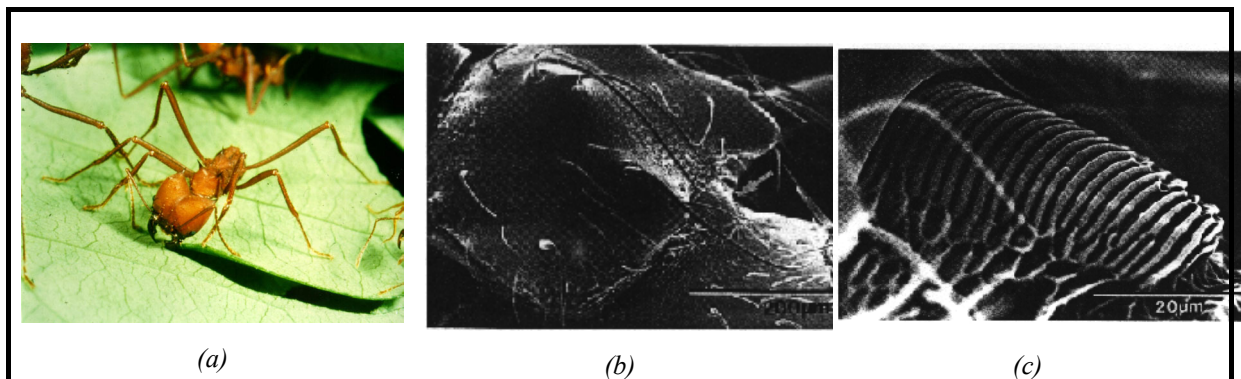


Bild 5.3 (a) Eine Blattschneider-Ameise (*Atta sexdens*) trennt das Blatt mittels der Oszillation ihrer Mandibeln bei einer Frequenz von 800 Hz - 1200 Hz; (b) REM-Aufnahme des schwingungserzeugenden Stridulationsorgans (Postpetiolus) auf dem Rückenschild des Exoskeletes; (c) Ausschnittsdarstellung der Reibfläche des Stridulationsorgans [Roc2000].

Die Vibrationsfrequenz liegt zwischen 800 Hz und 1200 Hz, und die maximale Beschleunigung beträgt  $15 \text{ m/s}^2$  (s. Bild 5.4 (a)). Solche Vibration hat durch angepasste Nutzung von Impedanz-Phänomenen zwei Wirkungen:

- Räumliche Fixierung des zu schneidenden Materials;

## II 5 Bionischer Weg für Minimal-invasive Wirbelsäulechirurgie

- Beitrag zum glatten Schneiden für weiche Blätter.

Die Vibration führt zu einer Trennung ohne großen Energieaufwand [Tau1995]. Bild 5.4 (b) zeigt eine glatte Schnittkante, erzeugt von einer Blattschneiderameise an Parafilm, der eine ähnliche mechanische Konsistenz wie Laubblätter hat.

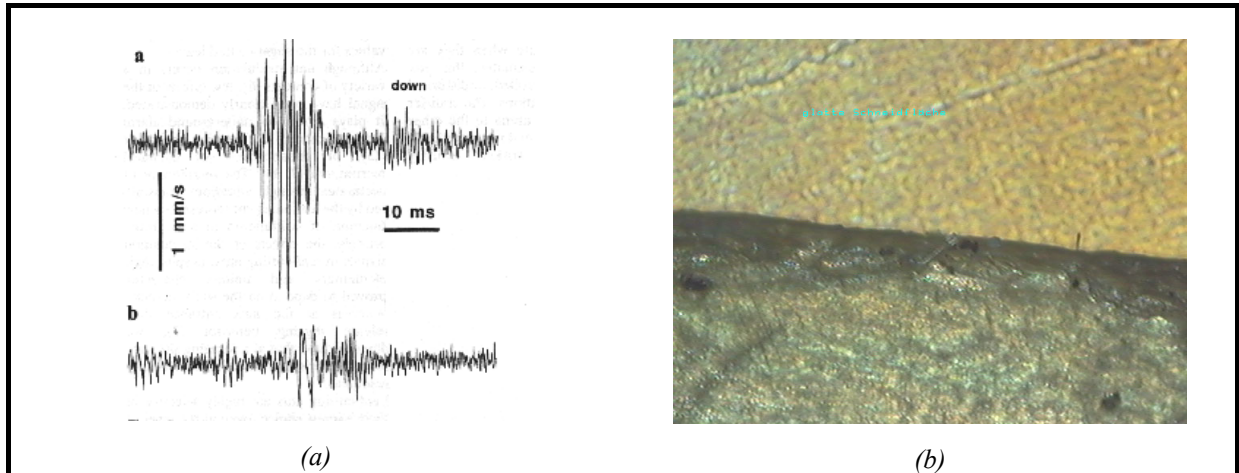


Bild 5.4 (a) Vibrationsgeschwindigkeit-Profil der Stridulation von Blattschneider-Ameisen, mittels Laser-Doppler-Vibrometer gemessen auf der Oberfläche des Blattes [Roc1993]: oben während eines Schneidvorgangs, unten ohne Schneiden; (b) Die geschnittene Kante des Parafilms unter Mikroskop, Vergrößerung 100 Fach.

Die Entwicklung der Technik bietet Verfahren, um die Forschungsarbeit in der Biologie zu unterstützen. Mit modernem REM und SEM-X-Ray Analyse Verfahren wird es möglich, den Metallgehalt an der Mandibel von *Atta sexdens* zu qualifizieren [Qui1998]. Der Metallgehalt von *Atta sexdens* beträgt [Faw1997]:

Mangan (Mn) (% Gewicht / Trockengewicht)	0,21
Zink (Zn) (% Gewicht / Trockengewicht)	4,5

Bild 5.5 zeigt die REM- und BEI-Aufnahme der Mandibel. Der helle Kontrast im Bild 5.5 (b) resultiert aus der Einlagerung von Zink (Zn) in der Schneidkante.

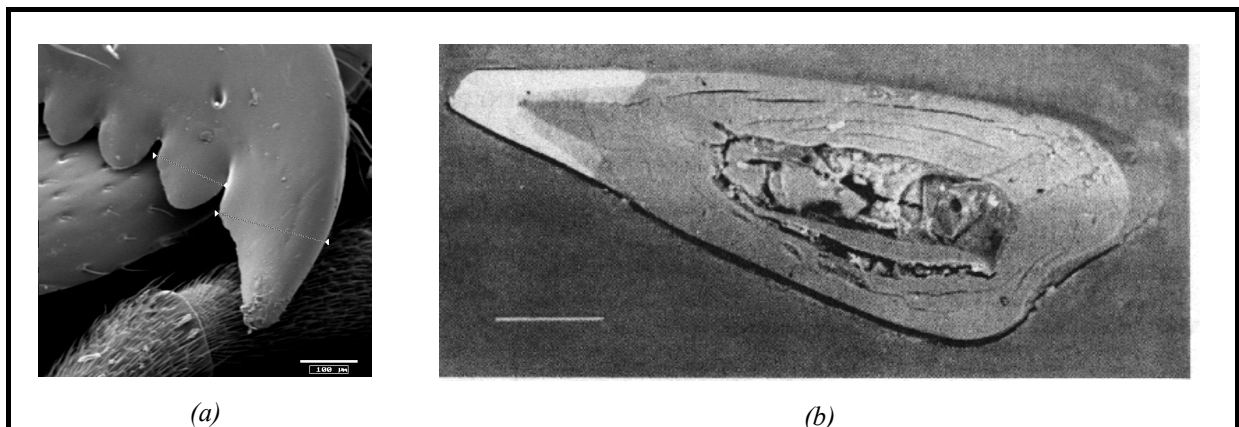


Bild 5.5 (a) Mandibelform der Blattschneider-Ameise: Sägebreite 80 µm ~ 200 µm, Maßstab 100 µm; (b) BEI-Aufnahme eines Querschnitts durch die Mandibel von *Atta sexdens*: Einlagerung von Zink (Zn) an der hellen Schneidkante, Maßstab 100 µm [Faw1997].



## 5.4 Mechanismus des Vibrationssägens

Bei Blattschneider-Ameisen trägt die Vibration viel zu einem effizienten Trennen von weichen Materialien bei. Vom biologischen Vorbild inspiriert, kann das Vibrationsprinzip für die Entwicklung medizinischer Mikrowerkzeuge ausgenutzt werden.

Das Wesen eines Schneidvorgangs ist nicht anders als das Überschreiten der Schergrenze des Schnittobjektes. Wenn die Scherspannung die Schergrenze überschreitet, wird das Material zerrissen, es passiert ein Schneidvorgang. Beim normalen harten Objekt ist ein Schneidprozess schon bei geringer Scherung zu beobachten, weil die Schergrenze, genauer gesagt die Verformungsgrenze im Schneidvorgang, überschritten wird. Bei Haut oder anderen weichen Geweben tritt dieses Phänomen erst bei größeren Verformungen auf, weil diese Materialien über große Nachgiebigkeit verfügen und diese viel Verformungsenergie aufnehmen können (s. Bild 5.6 (c)).

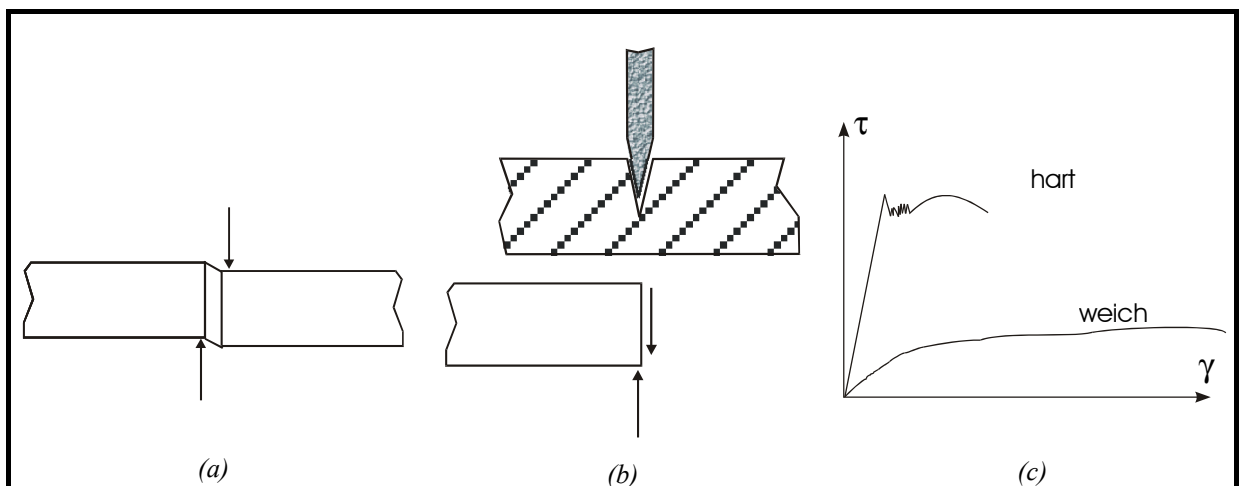


Bild 5.6 (a) Schneidprinzip: Schervorgang; (b) Klinge schneidet das Objekt durch; (c) Überschreiten der Schergrenze bei verschiedenen Materialien.

### Selektives Sägen realisiert durch Vibration

Ein anderes Motiv für die Verwendung von HF-Oszillation für die Konstruktion eines chirurgischen Mikrowerkzeuges ist die Möglichkeit der Realisierung eines selektiven Schneidens durch HF-Sägen. In der Medizin wird der Mechanismus eines selektiven Sägens schon angewendet, z.B. im Gipsbandsäger, welcher um ca. 500 Hz vibriert und nur das Gipsband schneidet, die die grenzende Haut aber nicht beschädigt.

Ein anderes technisches Beispiel für selektives Sägen findet man bei der Oszillationssäge von C. & E. FEIN GmbH & Co., Stuttgart [Fei1998]. Mit dieser Säge wird ein Stück Holz in der Hand durchgesägt, aber die Haut nicht beschädigt, auch wenn der Oszillationssäger die Haut

berührt. Die Sägeklinge führt eine exzentrische Oszillation aus. Die Frequenz beträgt 200 Hz - 350 Hz und die Amplitude ca. 2 mm.

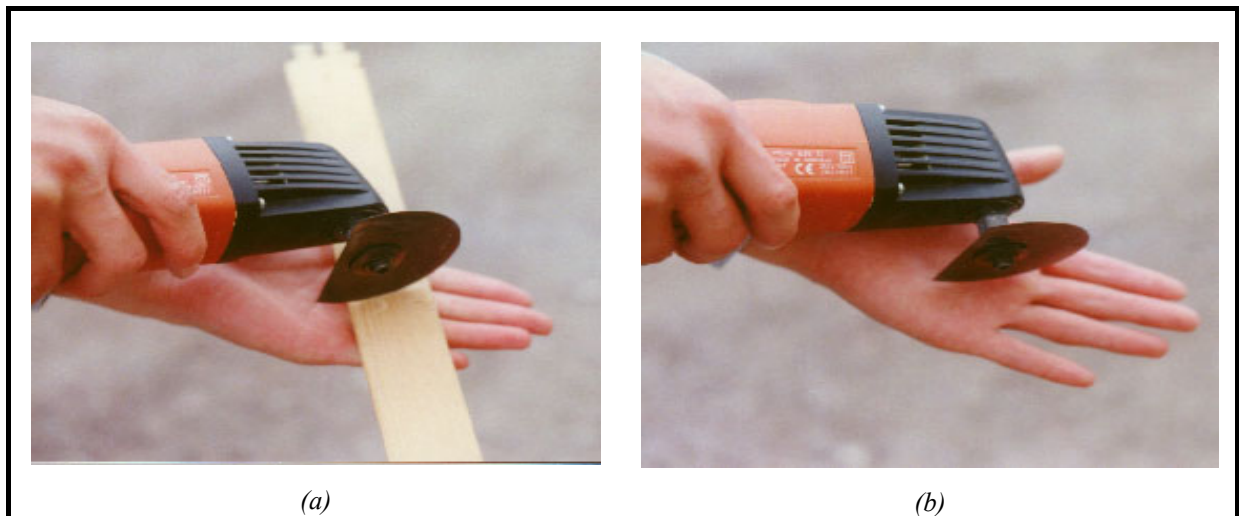


Bild 5.7 Selektives Schneiden realisiert durch Vibration bei einem FEIN Oszillationssäger. (a) Ein Stück Holz wird durchgesägt; (b) Die Hand wird nicht beschädigt.

Beim Einsatz des selektiven Sägens in der Minimal-Invasiven Chirurgie besteht die Möglichkeit, das zu entfernende Objekt effektiv herauszutrennen und das umliegende Gewebe durch Anpassung der Schneidfrequenzen zu schonen. Das ist besonders sinnvoll für die Minimal-Invasive Chirurgie an kritischen Stellen, z.B. der Wirbelsäule.

### Zusammenfassung des Vibrationssägenmechanismus

Die Wirkung von Schwingung zum Schneiden wird im folgenden zusammengefaßt erläutert.

- (1) Beim Schneiden muß die Verformungsgrenze bzw. Schergrenze überschritten werden. Bei harten Objekten ist die Verformungsgrenze niedrig und wird schon bei kleinen Dehnungen überschritten, bei weichen Objekten müssen zum Überschreiten der Verformungsgrenze große Dehnungen aufgeprägt werden.
- (2) Beim Schneiden werden eine relative Bewegung und gleichzeitig eine Kraftwirkung zwischen Klinge und Objekt notwendig. Bei harten, statisch liegenden Objekten wirkt das Material selbst die Gegenkraft aus, während bei weichem, freihängendem Objekt kaum eine Kraftwirkung zwischen der Klinge und dem Objekt entsteht. Die klassische Schere realisiert den Schneidvorgang beim weichen Objekt erfolgreich, weil die beiden Klingen selber einen Kraftschluß bilden. Das Mandiblepaar der Blattschneider-Ameise (*Atta sexdens*) hat die gleiche Wirkung wie eine Schere.
- (3) Klingen in Sägeform haben den Vorteile, eine periodische Kraftwirkung beim Sägen auszuüben. Die Mandibel der *Atta sexdens* hat diese Sägeform (s. Bild 5.5 (a)). Die



## II 5 Bionischer Weg für Minimal-invasive Wirbelsäulechirurgie

optimale Form des Schneidwerkzeuges ist in der Natur durch die Evolution gefunden worden.

- (4) Vibration ist eine mechanische Schwingung. Die Schwingungsfrequenz und –amplitude spielen eine wichtige Rolle beim Sägeeﬀekt, insbesondere für weiche Objekte.

Aus Punkt (2) und (3) resultiert ein Paar-Schneider mit Sägeform für die Konstruktion eines mikrochirurgischen Instrumentes. Punkt (4) erklärt die Wirkung der Amplitude und der Frequenz beim Durchschneiden eines weichen Materials.

Die Reibungskraft zwischen Klinge und Objekt dient als Schneidkraft (Verweis auf [Grü1985]). Wenn die Klinge sich langsam bewegt, sind zwei Fälle zu betrachten:

1. Die Amplitude der Bewegung ist so klein, daß die Haut unter Reibungskraft folgen kann, dann folgt kein Schneidprozeß.
2. Wenn die Amplitude der Bewegung groß genug ist, so daß die Haut der Bewegung der Klinge nicht folgen kann, entsteht eine relative Bewegung mit Kraftwirkung durch Reibung zwischen Haut und Klinge. Man hat die Erfahrung, daß das Schneiden mit Druckkraft leichter wird. Da unter Druckkraft die Haut vorgespannt wird, wird die Elastizität schon eher „verbraucht“. Die Haut wird „härter“, und die Verformungsgrenze wird viel schneller überschritten. Die Amplitude kann dann kleiner sein, um das gleiche Ergebnis zu erzielen.

Mit einem mechanischen Modell wird das selektive Prinzip näher erklärt.

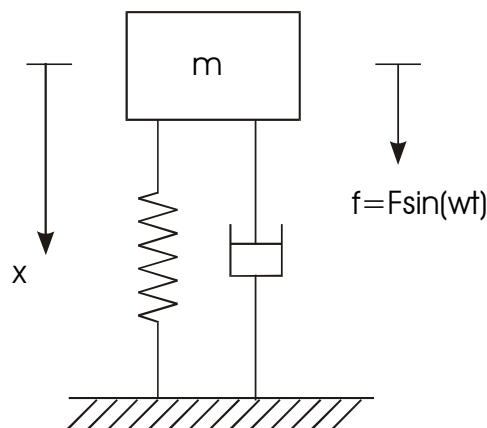
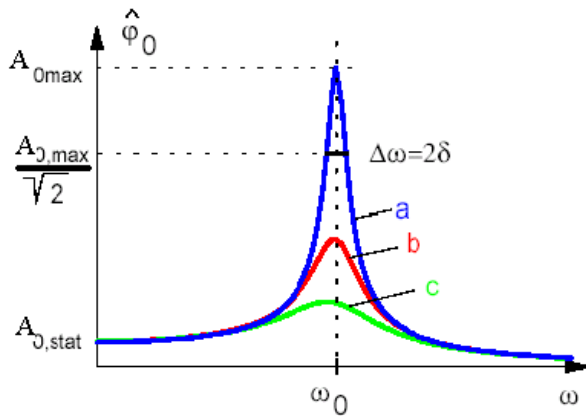
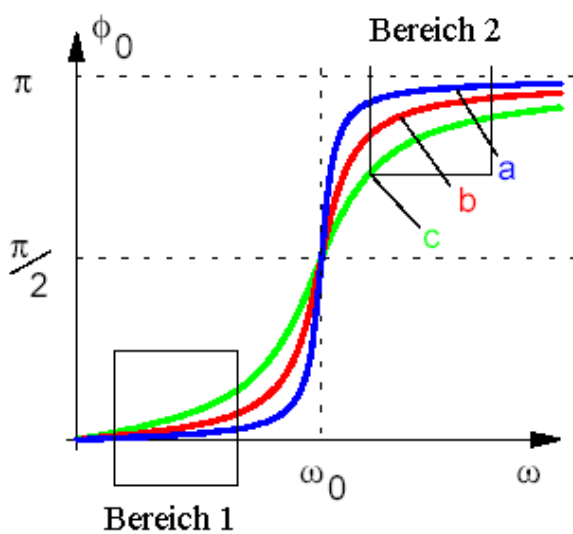


Bild 5.8 Mechanisches Modell für Vibration.

Im Bild 5.8 entspricht  $F \sin \omega t$  der Sägekraft, und  $\omega$  ist deren Frequenz. Das zu sägende Objekt besitzt eine Resonanzfrequenz  $\omega_0$ .



(a)



(b)

Bild 5.9 (a) Amplitude-Frequenz Spektrum; (b) Phasenverschiebung-Frequenz Spektrum. Dämpfung Kurve a < Kurve b < Kurve c.

Für das Sägen ist eine Kraftwirkung zwischen Säge und Objekt entscheidend. D.h. es sollte eine Phasenverschiebung zwischen Sägebewegung und Objektbewegung geben. Im Beispiel vom Bild 5.7 liegt die Frequenz 200 Hz ~ 350 Hz für die Handhaut im Bereich 1 (s. Bild 5.9). Die Phasenverschiebung ist gering. Die Haut bewegt sich fast synchron mit der Säge. Es besteht fast keine relative Bewegung, deswegen auch keine Kraftwirkung. Die Haut bleibt unbeschädigt. Die Amplitude spielt ebenfalls eine Rolle. Wenn die Amplitude so groß wird, daß die Haut nicht mehr aushalten kann, passiert auch ein Schneiden.

Wenn die Schwingungsfrequenz noch höher liegt, wie im Bereich „2“ in Bild 5.9(b), so daß eine große Phasenverschiebung zwischen schwingender Säge und Objekt besteht, wird die Handhaut effizient geschnitten. So entsteht die Schneidmethode für weiche Gewebe mit hochfrequenter Vibration.

### 5.5 Konzept für die Anwendung von Vibrationssägen in der Wirbelsäulen Chirurgie

In der Wirbelsäulen Chirurgie gibt es den Zwang zur Senkung der Invasivität.

Zum Beispiel wird für chirurgische Verfahren im Rückenmark-enthaltenden Wirbelkanal zur Entfernung eines Prolaps des Kerns der Zwischenwirbelscheibe („Bandscheibenvorfall“) ein Instrument zum Eröffnen des umgebenden Faserknorpelmaterials mittels eines feinen Einschnitts benutzt. Das mikrochirurgische Instrument mit geringem Durchmesser soll von der Oberfläche des Patientenrückens her durch den schmalen Spalt zwischen zwei Wirbelkörpern bis zur Zwischenwirbelscheibe eingeführt werden.

## II 5 Bionischer Weg für Minimal-invasive Wirbelsäulechirurgie

US Patent 5,741,261 stellt eine Methode zur Minimal-Invasiven Wirbelsäulenchirurgie vor, welche durch das Trennen des *M. iliocostalis lumborum* vom Dornfortsatz einen Zugangskanal für Eingriffe von der Haut bis zur Zwischenwirbelscheibe erzeugt.

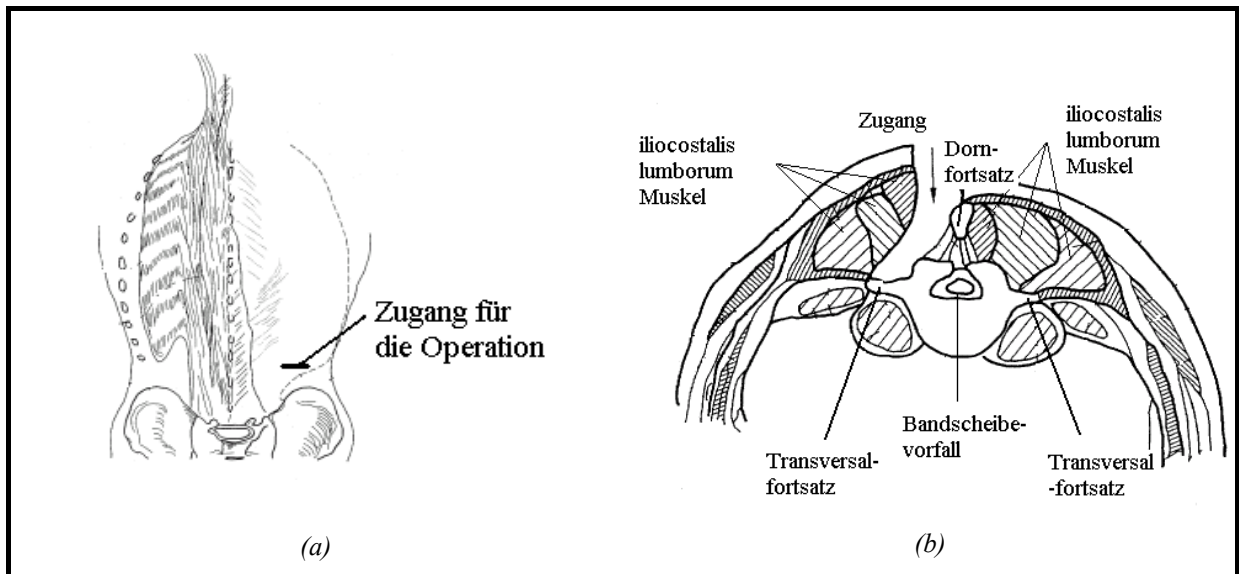


Bild 5.10 In der Patentschrift US 5,741,261 vorgestellte Methode für die Wirbelsäulenchirurgie. (a) Chirurgischer Zugang seitlich der Wirbelsäule durch den Rücken des Patienten in die Lücken zwischen den Wirbelkörpern; (b) Querschnittsansicht für die Eingriffe [Mos1996].

Trotz stark reduzierter Endoskopaußendurchmesser ist die oben genannte Methode mit großem Muskelabtrag verbunden. Zur Vermeidung knöcherner oder muskulärer Schäden bei Operationen in den von Bandscheibenvorfällen betroffenen Etagen bietet sich ein neu zu entwickelndes Verfahren an: Der Zugang des endoskopischen Instruments im Wirbelkanal sollte durch eine präfomierte Öffnung im Kreuzbein (*Hiatus sacralis*) erfolgen, damit kein Knochenmaterial abgetragen werden muß. Das Instrument wird in einen Spaltraum vor der Rückenmarkshülle und der Knochenwand vorgeschoben. Bei höherer Lage des Operationsortes sind allerdings zwei Biegeradien der Wirbelsäule zu überwinden., weshalb das Instrument und seine Zuleitungen sehr flexibel sein müssen (s. Bild 5.11). In vorklinischen Studien am menschlichen Leichnam konnte die praktische Realisierbarkeit bereits belegt werden [Wit1997].

Nach Erreichen der Operationsstätte bestehen zwei Aufgaben für die minimal-invasive Bearbeitung:

1. Die Eröffnung des Faserrings, um den Gallerkern bei einem Bandscheibenvorfall abzusaugen.
2. Das hochpräzise Abtragen von überständigen Knochenmaterial am Durchtritt der Spinalnerven.

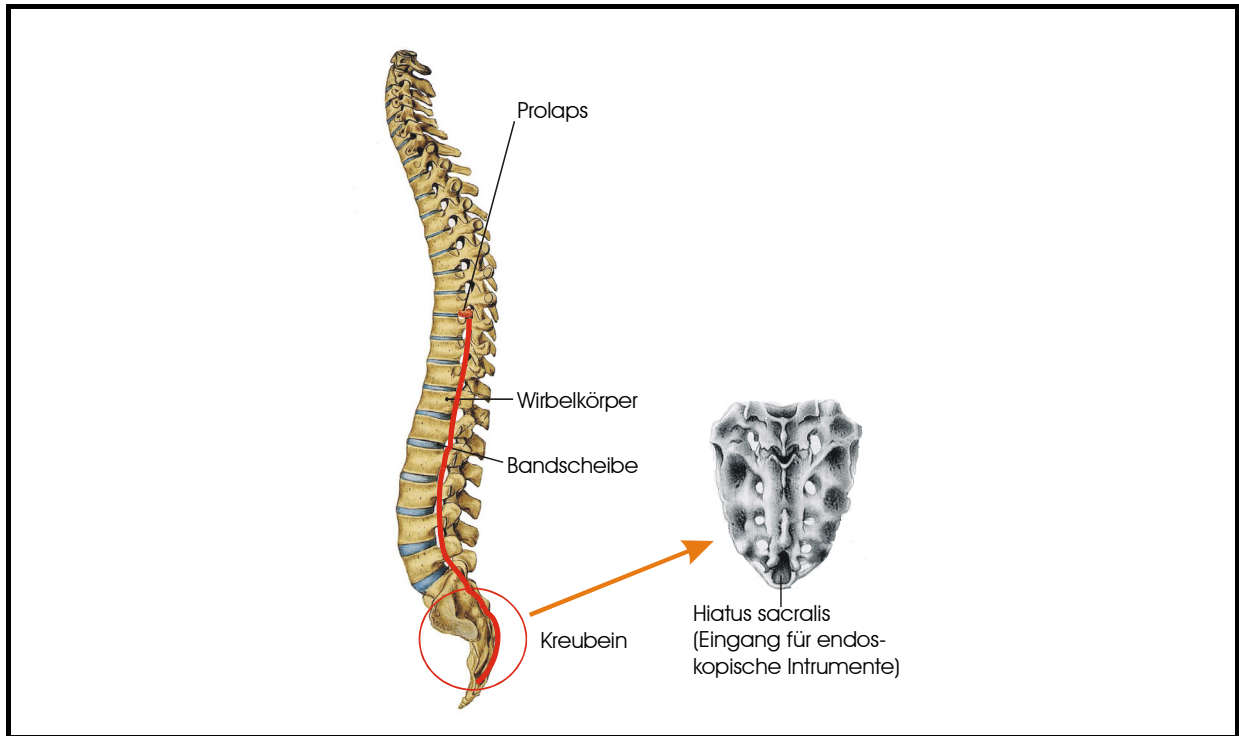


Bild 5.11 Zugang des endoskopischen Instruments zur Bandscheibenvorfallstelle entlang dem Wirbelkanal. (modifiziert nach [Rüd2000]).

Für die Konstruktion des Werkzeuges bietet sich das Vibrationssägen an. Das Mikrowerkzeug sollte eine Sägeform besitzen und von mechanischer Schwingungsenergie angetrieben werden.

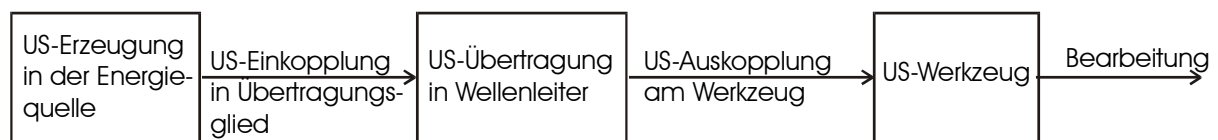
Die Schwingungsoperation besitzt noch einen anderen Vorteil. Für die Oszillation an der Operationsstelle kann eine äußere Energiequelle zur Verfügung stehen und die mechanische Energie wird durch Schwingung entlang eines dünnen Leiters in den Körper transportiert.

### 6 Ultraschall als Energiequelle für Materialabtrag

Technisch gesehen ist die Vibration (z.B. einer Vibrationssäge) eine mechanische Schwingung mit einer bestimmten Frequenz und Amplitude. Liegen diese Schwingungen im Frequenzbereich  $> 16\text{kHz}$ , spricht man von Ultraschall (US). Mechanische Schwingungen im US-Bereich werden zum mechanischen Bearbeiten von Werkstoff eingesetzt. Das geschieht in vielen Gebieten der Technik, aber auch in der Chirurgie.

Vorteil von Ultraschall (US) ist die verlustarme Fortpflanzung der Schwingung in geeigneten Materialien, die Schallübertragung. Damit kann die Energie in Form von Amplitude und Frequenz vom Ort der Erzeugung zum Ort der Anwendung übertragen werden.

Der Funktionsablauf läßt sich durch das im Bild 6.1 gezeigte Struktur beschreiben.



*Bild 6.1 Funktionsdiagramm für Ultraschallübertragung.*

Entsprechend der dargestellten Struktur befaßt sich die Arbeit in diesem Kapitel mit den folgenden Teilen.

1. US-Erzeugung in Energiequelle (Wandler)
2. US-Übertragung und Anpassung
3. US-Werkzeug

#### 6.1 Physik des Ultraschalls

Schall stellt sich als Druckwelle der verschiedensten Art dar, die sich in elastischen Medien (Gas, Flüssigkeit und fester Körper) ausbreitet. Die mit dem Schall verknüpfte Energie füllt einen Raum aus, der als Schallfeld bezeichnet wird.

##### 6.1.1 Kraftwirkung des Schallfeldes

Ein Schallfeld läßt sich quantitativ eindeutig beschreiben, indem man beispielsweise für jedes schwingende Mediumteilchen die jeweilige Verschiebung aus seiner Ruhelage angibt, die es örtlich und zeitlich erfährt.

Das Zustandekommen einer Schallwelle ist an eine Kraftwirkung gebunden. Zum Beispiel wird, von einem Schwingungsgenerator ausgehend, ein Volumenelement des schallübertragenden Mediums verformt, wobei sich die Verformung durch Kopplung aller Teilchen untereinander im Medium fortpflanzt.

### 6.1.2 Schallwellenformen und Kenngrößen vom Schallfeld

#### Longitudinal- und Transversalwellen

Es lassen sich zwei grundlegende Arten der Bewegungsrichtung schwingender Teilchen hinsichtlich der Ausbreitungsrichtung der Welle unterscheiden.

Eine Longitudinalwelle liegt dann vor, wenn die Partikelauslenkung in Richtung der Wellenausbreitung erfolgt. In festen elastischen Körpern besteht die Longitudinalwelle aus periodischen Änderung der Normalspannung.

Bei akustischen Transversalwellen schwingen die Materieteilchen senkrecht zur Ausbreitungsgeschwindigkeit der Welle. Sie besteht aus periodischen Änderungen der Schubspannung senkrecht zur Wellenausbreitung.

#### Kenngrößen vom Schallfeld

Schalldruck  $p$ , Schallschnelle  $v$  und Schallgeschwindigkeit  $c$  sind einige wichtige Kenngrößen des Schallfeldes.

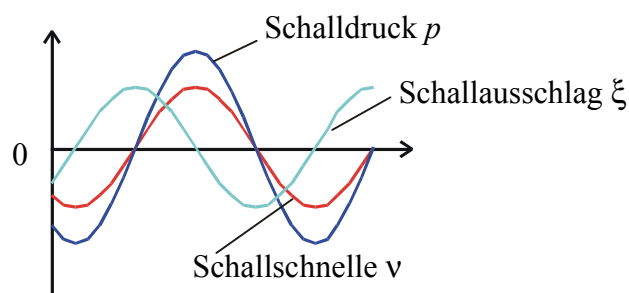


Bild 6.2 Momentendarstellung von Schallausschlag  $\xi$ , Schalldruck  $p$  und Schallschnelle  $v$  in einer ebenen fortschreitenden Welle

Zwischen dem Schallausschlag  $\xi$  und dem Schalldruck  $p$  besteht bei einer ebenen fortschreitenden Welle eine Phasenverschiebung von  $90^\circ$  (s. Bild 6.2).

#### Schallkennimpedanz

Das Verhältnis von Schalldruck  $\tilde{p}$  zu Schallschnelle  $\tilde{v}$  ist bei einer ebenen Schallwelle zu

## II 6 Ultraschall als Energiequelle für Materialabtrag

jedem Zeitpunkt und an jeder Stelle eines Raumes konstant. Es ist gleich dem Produkt aus der Ruhedichte  $\rho_-$  und der Schallgeschwindigkeit  $c$  des betreffenden Mediums. Man bezeichnet dieses Produkt als Schallkennimpedanz  $Z$  (Einheit:  $\text{Ns/m}^3$ ):

$$Z = \frac{\tilde{p}}{\tilde{v}} = \rho_- \cdot c \quad (6.1)$$

Das Verhältnis  $Z = \frac{\tilde{p}}{\tilde{v}}$  stellt formal ein akustisches Analogon zur elektrischen Leitung dar, die mit ihrem Wellenwiderstand  $Z = u/i$  ( $u$  - Spannung,  $i$  - Strom) abgeschlossen ist.

### Mathematische Beschreibung der Schallausbreitung

Die Grundgleichungen zur Beschreibung des Schallfeldes in einem homogenen, ruhenden Medium ergeben sich aus dem Newtonschen Gesetz:

$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 p}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 p}{\partial z^2} = \Delta p = \frac{1}{c_0^2} \cdot \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} \quad (6.2),$$

wobei  $c_0 = \sqrt{K/\rho}$  die Schallgeschwindigkeit ist.

Die Schallausbreitung im sphärischen Koordinatensystem

$$\frac{\partial^2 (r \cdot p)}{\partial r^2} = \frac{1}{c_0^2} \cdot \frac{\partial^2 (r \cdot p)}{\partial t^2} \quad (6.3).$$

### Energieinhalt des Schallfeldes

Die Energieinhalt eines Schallfeldes wird durch die Schallintensität  $J$  (Einheit:  $\text{W/m}^2$ ), die Schallleistung  $P$  und die Schalldichte  $E$  (Einheit:  $\text{Ws/m}^3$ ) charakterisiert.

Im Schallfeld einer ebenen Welle ergibt sich die Schallintensität aus dem Produkt der Effektivwerte von Schalldruck  $\tilde{p}$  und Schallschnelle  $\tilde{v}$ :

$$J = \tilde{p} \cdot \tilde{v} \quad (6.4).$$

Die Schallleistung  $P$  ergibt sich aus dem Produkt der Schallintensität  $J$  und der durchschallten Fläche  $S$ :

$$P = J \cdot S \quad (6.5).$$

Aus Gleichung (6.1) und (6.4) erfolgt

$$J = \frac{1}{2} \cdot \rho_- \cdot c \cdot a^2 \cdot \omega^2 \quad (6.6),$$

wobei  $a$  für die Schallamplitude steht.

## II 6 Ultraschall als Energiequelle für Materialabtrag

Die Schalldichte  $E$  ist definiert als Quotient aus der Schallintensität  $J$  und der Schallgeschwindigkeit  $c$ :

$$E = \frac{J}{c} \quad (6.7).$$

### 6.1.3 Simulation der Schallausbreitung

Es gibt verschiedene Simulationssoftware, mit der die Schall-Propagation in Flüssigkeit und Festkörper simuliert werden kann.

Tab. 6.1 *Ultraschall Feld Simulationssoftware*

Simulationssoftware	Anbieter
Field - Ultrasound Simulation Program	Biomedical Engineering group, Technical University of Denmark. <a href="http://eswww.it.dtu.dk/~jaj/field/">http://eswww.it.dtu.dk/~jaj/field/</a>
Imagine3D Ultrasonic Simulation Software	UTEX Scientific Instruments Inc. (USA) <a href="http://www.utex.com">http://www.utex.com</a> .
Wave 2000, 3D Simulationspaket	CyberLogic (USA) <a href="http://www.cyberlogic.com">http://www.cyberlogic.com</a> .
ANSYS® Software. Element Fluid 29, Fluid30 (2-Dimension) Fluid129 Fluid130 (3-Dimension)	SAS IP, Inc.

### 6.1.4 Elektromechanische Analogien

Eine mechanische Schwingung läßt sich durch elektrische Ersatzschaltbilder darstellen. Es gibt zwei Arten von Analogien, die Kraft-Spannung-Analogie, und die Kraft-Strom-Analogie, Bei piezoelektrischen Wandlern wird meist die Kraft-Spannungs-Analogie benutzt.

Tab. 6.2 *Elektromechanische Analogien [Vei1996]*

Kraft-Spannungs-Analogie				Kraft-Strom-Analogie					
Kraft	F	→	Spannung	u	Kraft	F	→	Strom	i
Geschwindigkeit	v	→	Strom	i	Geschwindigkeit	v	→	Spannung	u
Masse	m	→	Induktivität	L	Masse	m	→	Kapazität	C



Nachgiebigkeit $n \rightarrow$ Kapazität	C	Nachgiebigkeit $n \rightarrow$ Induktivität	L
Reibungswiderstand Ohmscher Widerstand		Reibungswiderstand Ohmscher Leitwert	
$r \rightarrow$	R	$r \rightarrow$	1/R

### 6.1.5 Verfahren zur Ultraschallerzeugung

Ultraschall wird durch mechanische, elektromechanische, thermische und optische Energieumwandlungsprozesse erzeugt.

Die Wandler sind meist Resonanzkörper und durch verschiedene Formgebung wie Platten, Stäben und Rohre den verlangten Energieabstrahlungsverhältnissen anpasst worden.

Hinsichtlich der Anwendungsbreite haben die unter elektromechanische Verfahren einzuordnenden elektronischen Umwandlungsprozesse mittels piezoelektrischen Effekt die größte Bedeutung erlangt, da hiermit die effektivste Energieumwandlung gelingt.

Piezoelektrische Keramiken stehen in verschiedensten Bauformen als Platten, Stäbe, Rohre oder Kalottenschwinger zur Verfügung, aber auch piezoelektrische Polymere, insbesondere Folien aus Polyvinylidenfluorid werden zunehmend als Ultraschallwandler genutzt [Gra1993].

## 6.2 Ultraschallerzeugung durch piezokeramischen Resonator

Für die Erzeugung von Leistungsschall im Bereichen 20 kHz bis 100 kHz dienen in der Regel elektromechanische Wandler aus magnetostriktiven oder piezokeramischen Werkstoffen als Aktiv-Element. Auf Grund des hohen elektromechanischen Kopplungsfaktors wird heute häufig Systemen mit den letztgenannten Substanzen der Vorzug gegeben [Kik1969].

### 6.2.1 Piezoelektrischer Resonator

Der reziproke piezoelektrische Effekt bewirkt, daß bei Anlegen einer elektrischen Wechselspannung an einen mit Elektroden versehenen piezoelektrischen Körper dieser zu mechanischen Schwingung angeregt wird.

Bis zur Erregung der mechanischen Eigenresonanz des piezoelektrischen Körper ist die Auslenkung im wesentlichen proportional der Betriebsspannung. Bei mechanischer Resonanz nimmt die Auslenkung um ein Vielfaches zu.

### Schwingungsformen piezokeramischer Resonatoren

Bei den drei Arten des reziproken piezoelektrischen Effektes von Piezokeramiken, (nämlich Longitudinaleffekt, Transversaleffekt und Schereffekt) sind verschiedene Schwingungsformen für den Entwurf des Wandlers möglich.

Piezoelektrische Resonatoren werden als Ultraschallgeber im wesentlichen über den reziproken piezoelektrischen Effekt als Dickenschwinger oder als Längs-Dehnungsschwinger betrieben.

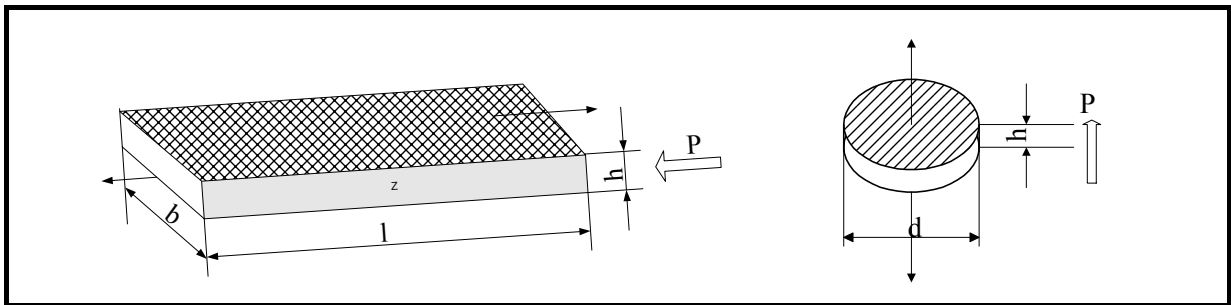


Bild 6.3 Längsdehnungsschwingung ( $l \gg b, h$ ), Dicken-Dehnungsschwingung ( $d \gg h$ ).

### 6.2.2 Verbundschwinger und Sonotrode

Für die Erzeugung von Ultraschall im unteren Frequenzbereich (20...50 kHz) kommt die Dickenschwingung oder die Längs-Dehnungsschwingung nicht in Betracht. Die Abmessung in der Hauptschwingungsrichtung wird zu groß, um nennenswerte Feldstärken zu erreichen. Außerdem würde man bei der Herstellung der Keramikkörper wegen der Probleme bei der Verdichtung (Pressen, Sintern) und bei der Polung auf erhebliche Schwierigkeiten stoßen.

Ein Kompromiß ist ein zusammengesetzter Wandler (Verbundschwinger), bestehend aus zwei elektrisch parallelgeschalteten Keramikplatten und je einer metallischen Endmasse über eine Keramikplatte in axialer Anordnung. Die Abmessung der Verbundschwingers beträgt in der Hauptschwingungsrichtung  $\frac{\lambda}{2}$ . Die treibende Kraft geht von der Mitte aus.

## II 6 Ultraschall als Energiequelle für Materialabtrag

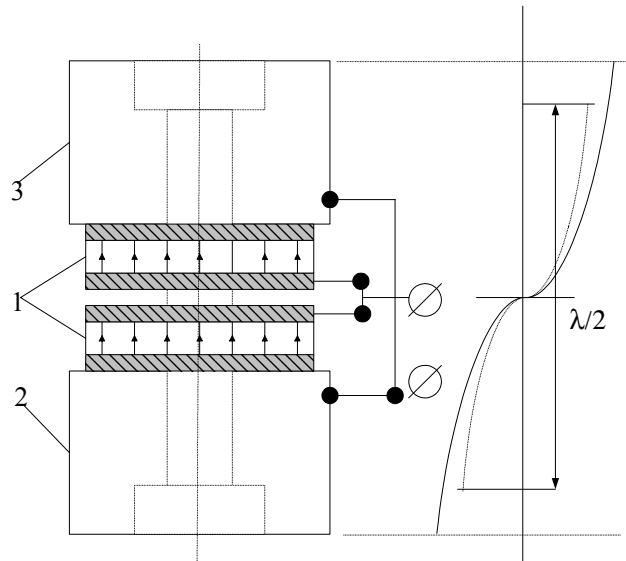


Bild 6.4 Verbundschwinger eines Leistungsschallgenerators: 1 Piezoelektrische Wandler, 2,3 Endmassen aus Metall ( Durch Bolzen vorgespanntes Schwingersystem mit Endmassen ) [Mil1987].

Für die praktische Anwendung ist oft die Auslenkungsamplitude die entscheidende schallphysikalische Größe. Es wird gezielt durch einen Transformator die Auslenkungsamplitude erhöht. Oft wird ein Exponential-Tubustransformator wie in Bild 6.5 benutzt. Wandler und Transformationsstück werden jeweils als  $\lambda/2$ -System ausgebildet.

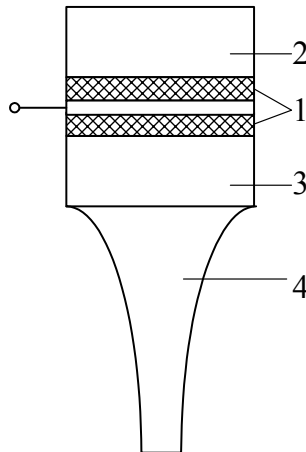


Bild 6.5 Wandlersystem mit Exponential-Tubustransformator: 1, Piezoelektrischer Wandler; 2,3 Endmassen; 4 Transformationshorn.

Der Transformator hat neben der Weiterleitung der US-Wellen auch die Aufgaben, die Schwingungsamplituden, die der Wandler in der Größenordnung von 10 bis 20  $\mu\text{m}$  liefert, auf etwa 80  $\mu\text{m}$  zu vergrößern.

Diese wirkt sich auf die übertragene Schalleistung aus.

$$P_a = J \cdot S = J_1 \cdot S_s = J_2 \cdot S_2 \quad (6.8)$$

wobei  $J$  die Schallintensität und  $S$  die durchschallte Fläche ist. Nach Gleichung ( 6.6 ) ist die Schallintensität wieder proportional zum Quadrat der Schallamplitude. So kann die

## II 6 Ultraschall als Energiequelle für Materialabtrag

Amplitude umgekehrt zum Verhältnis der Flächen transformiert werden. Für die Amplitudenverstärkung gilt die Beziehung:

$$a_u / a_o = d_o / d_u = \sqrt{A_o} / \sqrt{A_u} \quad (6.9)$$

mit  $a$  - Amplitude,  $d$  - Durchmesser der Transformators. Index o bezieht sich auf das obere Ende des Transformators am Schallerzeuger, Index u auf das untere Ende am Werkzeug.

### 6.3 US-Übertragung und Anpassung

Bei der US-Übertragung vom Wandlersystem bis zum angetriebenen Werkzeug muß immer die Problematik der Anpassung berücksichtigt werden.

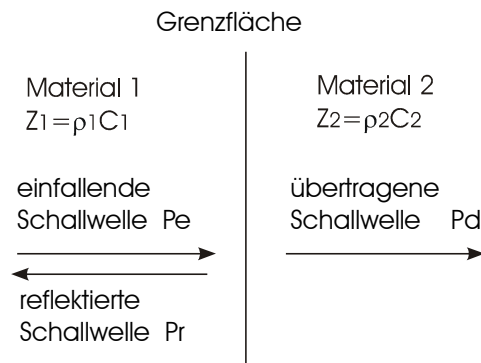


Bild 6.6 Reflexion und Transmission der Schallwelle an der Grenzfläche zwischen zwei verschiedenen Medien.

In der Schallübertragung findet eine Reflexion an der Grenzfläche zwischen zwei verschiedenen Medien statt. Bei senkrechtem Schalleinfall wie im Bild 6.6 besteht folgender Zusammenhang:

$$\frac{p_r}{p_e} = R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (6.10)$$

$$\frac{p_d}{p_e} = D = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1} \quad (6.11)$$

wobei  $Z_1$  und  $Z_2$  die Schallkennimpedanzen der beiden Medien sind,  $R$  und  $D$  als Schallreflexionsfaktor und Schalltransmissionsfaktor genannt werden.

Es gilt

$$1 + R = D \quad (6.12)$$

Die mathematische Modellierung der  $\lambda/4$ -Anpassung wird im Bild 6.7 durch das Ersatzschaltbild gezeigt. Bei den piezoelektrischen Wandlern wird die Kraft-Spannungs-Analogie benutzt (s. Abschnitt 6.1.4). Die Impedanzen der Übertragungsglieder und Wandler

können nach der Vierpoltheorie in T- oder  $\Pi$ - Ersatzschaltung umgewandelt werden.

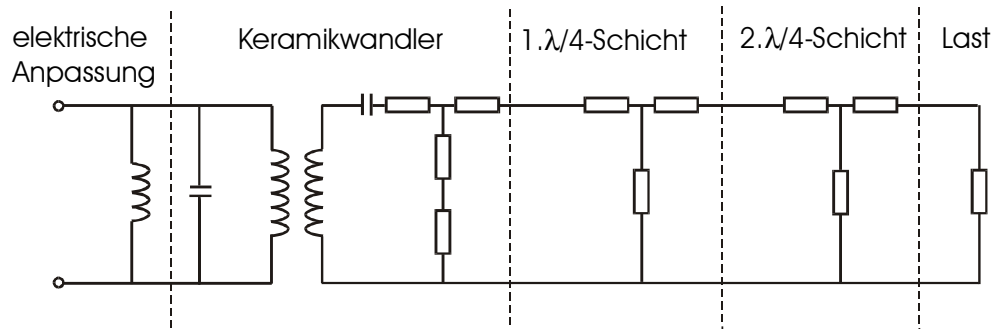


Bild 6.7 Ersatzschaltbild einer Wandlerkonstruktion mit zwei Anpassungsschichten.

### 6.4 Ultraschall Vibration in der Werkstoff-Bearbeitung

Normalerweise ist die Schwingung oder Vibration für die Fertigung schädlich. Mögliche durch Schwingung erzeugte Probleme sind raue Oberflächen, Energieverschwendung, Absenkung der Fertigungsgeschwindigkeit, Absenkung der Lebensdauer vom Werkzeug, Lärm u.s.w.. Es wird angestrebt, Maßnahmen zu treffen, die Schwingungsquelle aktiv zu beseitigen, oder den Bearbeitungsort von den Schwingungsquellen zu isolieren.

Andererseits werden Ultraschall-Schwingungen immer mehr in innovativen Fertigungsverfahren für die Feinmechanik und ultrapräzise Mechanik eingesetzt.

#### Arbeitsprinzip des Ultraschallstoßlappens und Ultraschallfräsens (Ultraschallbohren)

Bild 6.8 zeigt den Aufbau einer US-Stoßlappanlage. Durch einen elektromechanischen Wandler werden die elektrischen Schwingungen des Generators in Ultraschall-Schwingungen umgewandelt.

Der meist nach einer Exponentialfunktion ausgebildete Bohrrüssel leitet die Ultraschallschwingungen in Form einer stehenden Welle an das eigentliche Werkzeug. Das Werkzeug schwingt somit auf und ab. Der Wandler wird an einer Stelle gehalten, an der sich ein Schwingungsknoten befindet.

Der Mechanismus der Werkstoffabnahme erwächst hauptsächlich aus dem kraftschlüssigen Einstoßen der Lappkörner in die Werkstückeoberfläche. Das in der Zeiteinheit abgetrennte Volumen wird von vielen Größen beeinflusst: Schwingungsamplitude, Eigenschaft des Lappkorns ( Kornart, Kornform, Korngröße und –verteilung, Kornfestigkeit), Anpreßkraft.

## II 6 Ultraschall als Energiequelle für Materialabtrag

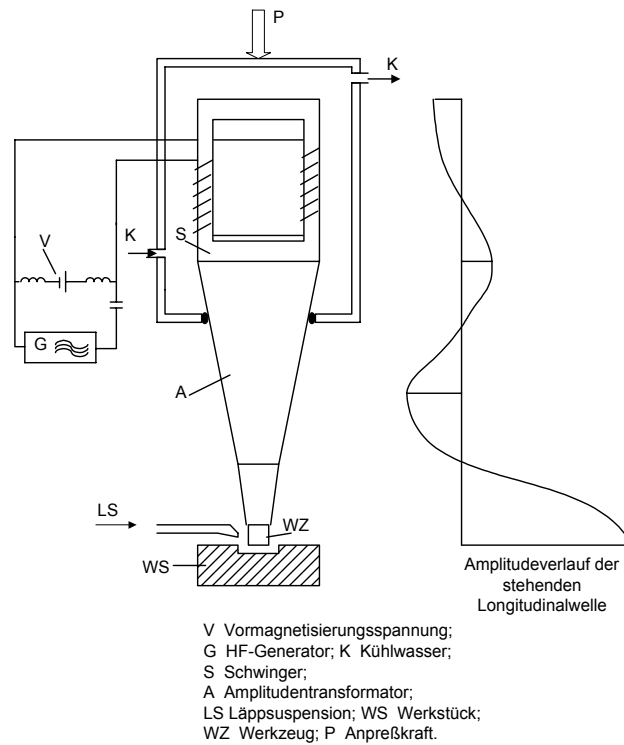


Bild 6.8 Schematische Darstellung einer Ultraschall-Stoßläppanlage [Grü1985].

Solche ultraschallvibrationsunterstützte Fertigungsverfahren werden auch benutzt für die Herstellung von miniaturisierten Strukturen mit Größen von mehreren Hundert Mikrometer in Silizium und Glas (s. Bild 6.9).

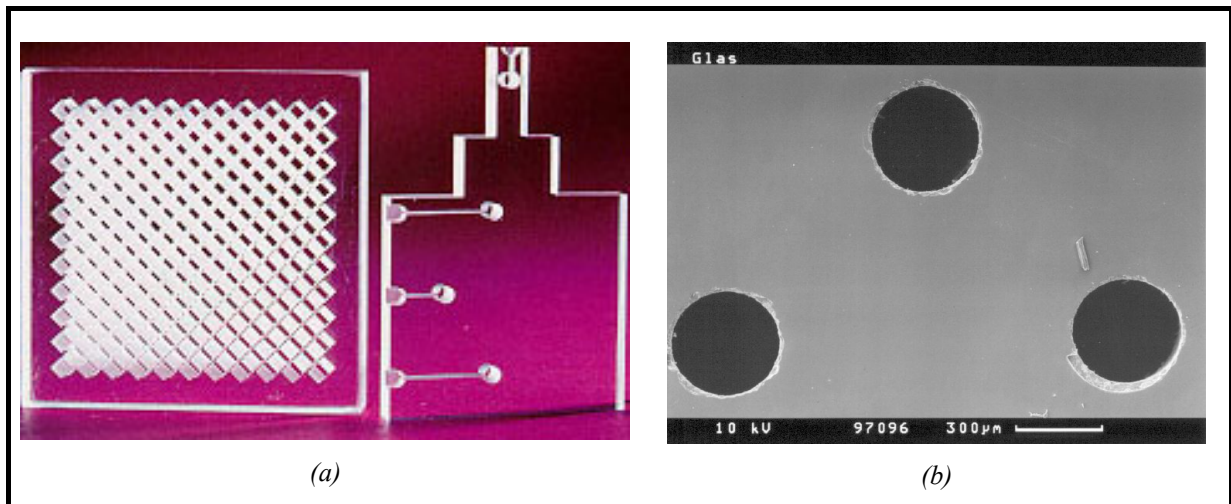


Bild 6.9 Ultraschallvibration Bearbeitung gefertigten Mikrostrukturen in Glas [Bul2002] [Lfm2000].

### 6.5 Ultraschallgetriebene chirurgische Werkzeuge

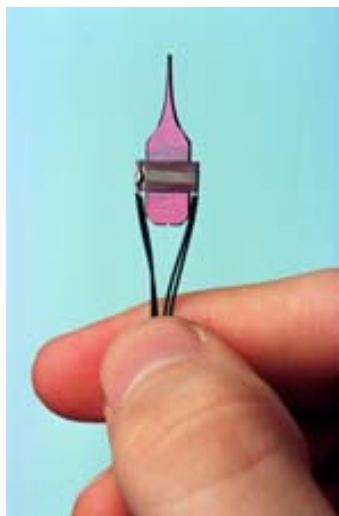
Ultraschall-Schwingungen werden in der Chirurgie zum Antrieb von Werkzeugen genutzt.

### Ultraschall-Vibrations-Skalpell



*Bild 6.10 Ultraschall-Vibrations-Skalpell [Hon1999].*

Oft wird während des chirurgischen Eingriffs Fett an die Klinge des Skalpells haften, damit wird die weitere Schneidaktion erschwert. Die Benutzung von Ultraschall-Oszillation in Querrichtung der Klinge emulgiert das anhaftende Fett, und trägt somit zum Beibehalten der Schärfe der Klinge bei. Außerdem wird durch Reibung zwischen oszillierender Klinge und Gewebe Wärme erzeugt, welche zum Stoppen der Blutung beiträgt.



*Bild 6.11 Skalpell aus Silizium mit integriertem Sensor [Lal1999].*

Aus Silizium hat Lal ein Skalpell für die Chirurgie mittels Ätzen, Lithographie und anderen mikrotechnischen Technologien hergestellt (s. Bild 6.11). Es ist 10 Fach schärfer als normale chirurgische Werkzeuge aus Metall. Angetrieben vom Piezoaktuator vibriert die Klinge mit 20 kHz und die Schneidkraft ist so gering, daß sie unter der Wahrnehmungsfähigkeit des Menschen liegt. Somit wird eine schmerzlose Operation realisiert.

Es wurde auch eine integrierte Schaltung auf dem Werkzeug hergestellt, welche als Sensor dient und die durch verschiedene Reaktion auf Vibrationen zwischen gesunden und kranken

## II 6 Ultraschall als Energiequelle für Materialabtrag

Gewebe unterscheiden kann. Auf solche Weise wurde ein „intelligentes“ Mikrowerkzeug realisiert.

Derartige mikrochirurgischen Werkzeuge finden heute Anwendung in Neurochirurgie.

### Übertragung von Ultraschall für therapeutische Anwendungen

In den siebziger Jahren wurde in der RWTH-Aachen versucht, die Ultraschall Dehnwelle im 20 kHz-Bereich durch flexiblen Wellenleiter entlang dem Harnleiter zu übertragen, um chirurgische Eingriffe im Körper durchzuführen. In Zusammenarbeit mit der dortigen Urologischen Abteilung war es gelungen, sowohl spröde Körper, Blasensteine, Harnleitersteine zu zerstören, als auch weiche, schwach gebundene Molekülverbände abzubauen [Stu1978].

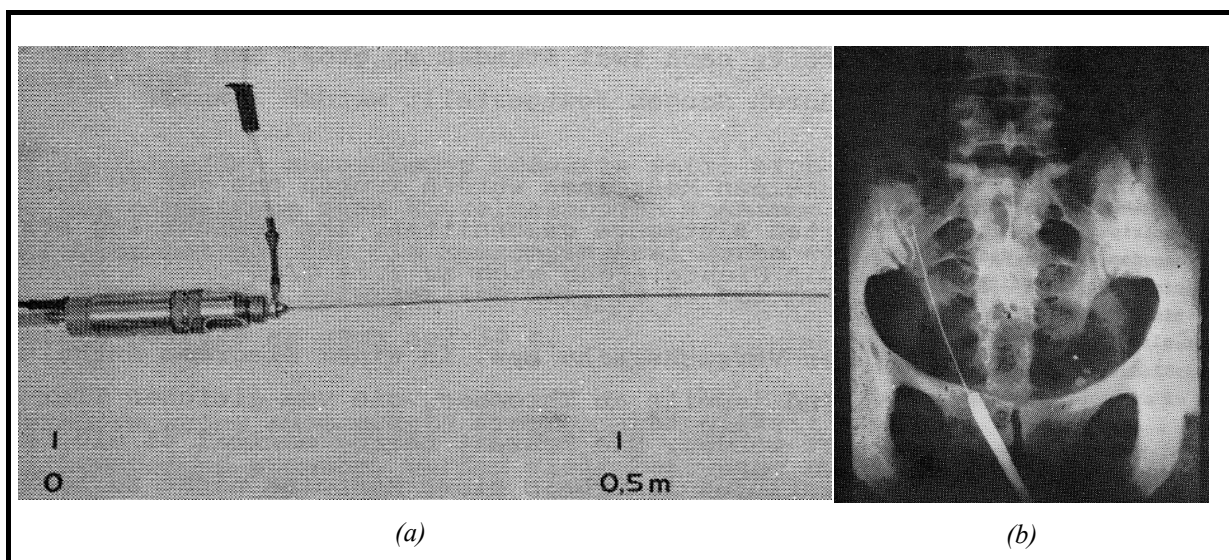


Bild 6.12 (a) Ultraschallinstrument zur Thrombenentfernung; (b) Röntgenaufnahme beim Einführen eines schlanken Wellenleiters während einer Lithotripsie.

Zur Übertragung von Ultraschallenergie wird Titan oder Chrom-Nickel-Stahl als Wellenleiter verwendet. Der Durchmesser beträgt 0,8 bis 1,6 mm. Je nach Lage möglicher Einführstellen des Wellenleiters in den Körper werden Längen bis zu 1 m benötigt.

Der Wellenleiter zur Schallübertragung wird in einen Schlauch geführt. Der Schlauch isoliert das umgebende Gewebe mechanisch vom schwingenden Wellenleiter und stellt auch einen Schutz vor Schädigung durch Absorptionswärme dar.

Er besitzt folgende technische Parameter:

- Wellenleiterdurchmesser: 0,8 mm;
- Schutzschlauchdurchmesser: 2,2 mm;
- Schwingungsamplitude an der Sonde: 25  $\mu\text{m}$ ;
- Frequenz 20 kHz ~ 27 kHz.



## II 6 Ultraschall als Energiequelle für Materialabtrag

Durch den Schutzschlauch werden Biegeschwingungen unterdrückt.

Die Übertragungseffizienz von Ultraschallenergie wird durch die Krümmung in den Hohlorganen beeinträchtigt. Die Biegekräfte werden durch den Schlauch an den Wellenleiter übertragen. Durch die Reibung zwischen Wellenleiter und Schutzschlauch wird die Impedanzanpassung sehr beeinflusst, wodurch die therapeutische Anwendung im menschlichen Körper begrenzt wird. Deshalb ist ein Metall-Wellenleiter ungeeignet für kleine Krümmungsradien.

Gesucht wird ein Wellenleiter, der sowohl die Ultraschallenergie mit hoher Effizienz übertragen kann, als auch flexibel genug für Krümmungen mit kleinem Radius ist.

Die Nutzung von Verfahren, bei denen Ultraschall als Energie- bzw. Informationsträger dient, verlangt nach mit hohem Wirkungsgrad arbeitenden Wandler, Wellenleiter und Effektoren.

## **7 Ultraschall betriebenes Mikrowerkzeug für die Minimal Invasive Chirurgie**

Die Anwendung der Ultraschalltechnik ist in der Medizin weit verbreitet. Neben den bekannten bildgebenden Verfahren zur Diagnostik wird Ultraschall höherer Leistung zur Trennung von biologischen Geweben in der offenen Chirurgie benutzt. Bei den Ultraschall Therapiegeräten (CUSA) ist eine Gewebeselektivität des Trennprozesses möglich. Es gibt zwei Theorien zur Beschreibung des Wirkmechanismus der CUSA-Technik. Eine basiert auf der Entstehung von Kavitationsblasen, die andere auf der Wechselwirkung von diskret schwingenden Gewebeteilchen. Während weiches Parenchymgewebe sich leicht schneiden läßt, hat es bei Gefäßen und collagenen Strukturen nur sehr geringe Effizienz.

Die Arbeit in diesem Kapitel befaßt sich mit der Entwicklung miniaturisierter Instrumente für therapeutische Anwendungen, die durch körpereigene Hohlräume zu dem jeweiligen Krankheitsherd geführt werden. So wird es erforderlich, die Ultraschallenergie über große Distanz zum Wirkungsort zu übertragen. Vom Transformationsteil wird die Schwingungsenergie über Wellenleiter dem Wirkungsort zugeführt.

Der Wellenleiter derartiger Instrumente soll sowohl die zur Therapie notwendige Energie dem Krankheitsherd in geeigneter Form zuleiten, wie auch in Flexibilität und Querabmessung dem zur Führung bestimmten Hohlorgan angepaßt sein. Somit ist der Einsatz von flüssigem Metall als Wellenleiter für Ultraschall Gegenstand der Untersuchungen.

Außer dem metallischen Wellenleiter steht Glasfaser zur Verfügung. Damit kann ebenfalls eine Mikrosäge für die endoskopische Medizin konstruiert werden.

### **7.1 Ultraschalleitung aus Flüssigmetall - Galinstan**

Galinstan ist ein innovatives Produkt von der Geraberger Thermometerwerk GmbH, Geschwenda. Es stellt ein Eutektikum aus den Metallkomponenten Gallium, Indium und Zinn dar. Sein Schmelzpunkt liegt bei  $-20^{\circ}\text{C}$ . Unter Normalbedingungen und bei Körpertemperatur ( $37^{\circ}\text{C}$ ) befindet es sich somit im flüssigen Aggregatzustand. Es ist umweltfreundlich und ungiftig. Beim Verschlucken wird es auf natürlichem Wege ausgeschieden [Ger1998].

Die physikalische und chemische Eigenschaften von Galinstan sind in Tab. 7.1 aufgeführt.

Tab. 7.1 Eigenschaften von Galinstan [Ger1998]

Geruch	ohne
Farbe	silberfarben
Siedepunkt	>1300°C
Schmelzpunkt	-20°C
Dichte $\rho$	6,44 g/cm <sup>3</sup>
Viskosität	0,0024 N s/m <sup>2</sup> bei 20°C
Dynamische Viskosität	0,0011 m <sup>2</sup> /s bei 300°C

### 7.1.1 Akustische Eigenschaften von Galinstan

#### Schallgeschwindigkeitsmessung mit Impuls-Echo-Verfahren

Bei der Schallgeschwindigkeitsmessung wird das Impuls-Echo-Verfahren benutzt. Wie im Bild 7.1 gezeigt, werden möglichst kurze Ultraschall-Impulse mit einer Impulsfolgefrequenz von 10 Hz bis 100 kHz in den Prüfling gesandt. In der Zeit zwischen den Impulsen werden die Ultraschall-Echos wieder von dem Gerät empfangen. Strahlt man Ultraschall in ein Werkstück ein, so wird im allgemeinen der Ultraschall an der gegenüberliegenden Wand wegen dort angrenzenden Luft ( $R=100\%$ ) vollständig reflektiert und vom Prüfkopf als Echo empfangen. So erscheinen mehrere Echos mit abnehmender Amplitude. Zur Messung wurde das Ultraschallmeßgerät der Fa. Krautkrämer benutzt [Kra1999].

Bei diesem Verfahren wird die Anzeige des Impuls-Echo-Gerätes auf ein Material bekannter Schallgeschwindigkeit geeicht. Die wahre Dicke  $d$  des Prüfkörpers ist dabei bekannt. Die scheinbare Dicke  $d_e$  des zu prüfenden Materials wird durch Messung der Entfernung der Echos auf dem Bildschirm ermittelt. Es gilt dann

$$c_x = c_e \cdot \frac{d}{d_e} \quad (7.1)$$

mit :  $c_x$  unbekannte Schallgeschwindigkeit

$c_e$  Schallgeschwindigkeit des Vergleichkörpers

$d$  Wahre Dicke des Prüflings

$d_e$  Gemessene scheinbare Dicke des Prüflings

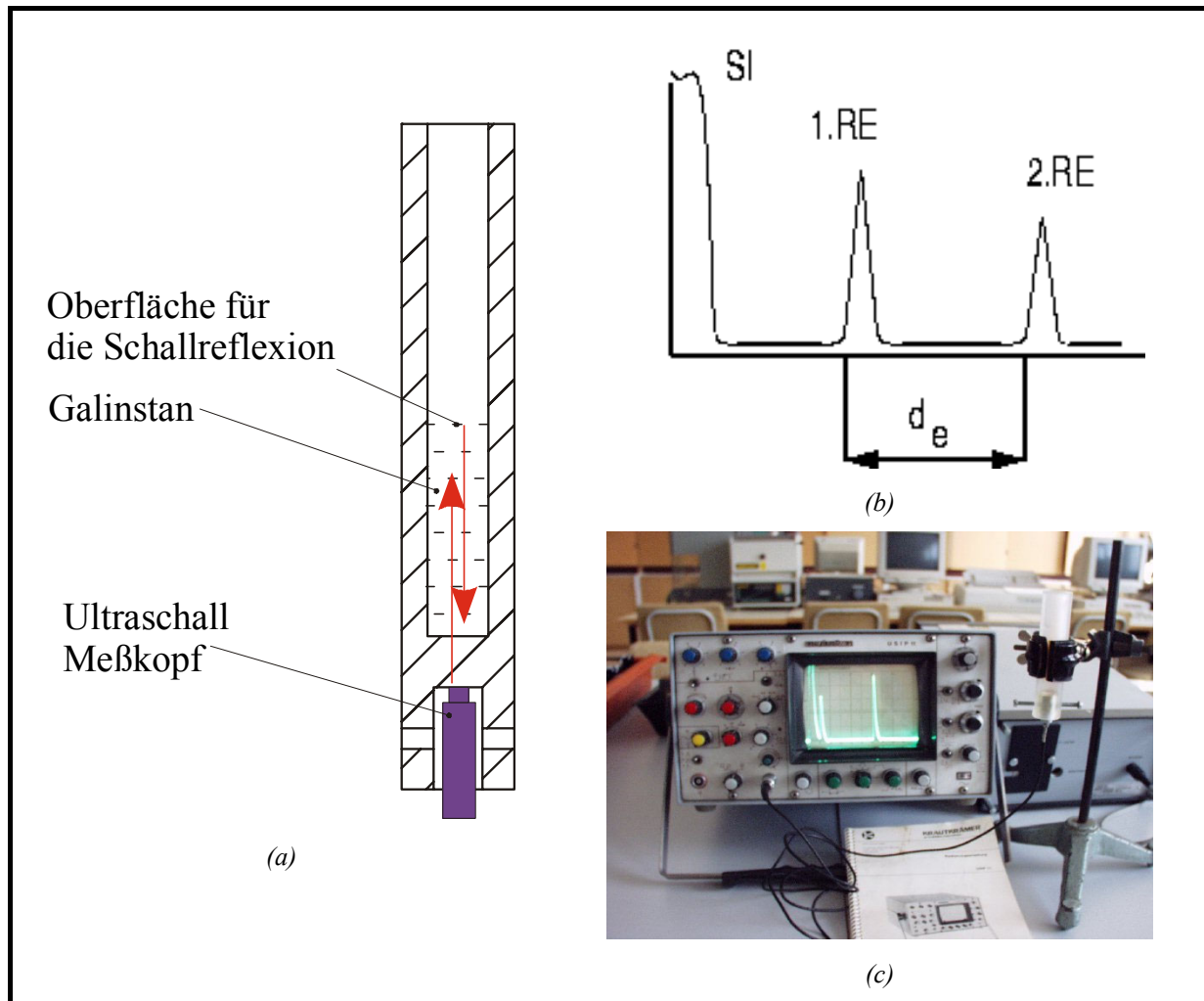


Bild 7.1 Schallgeschwindigkeitsmessung mit Impuls-Echo-Verfahren: (a) Versuchsmo-  
dell; (b) Signale auf dem Bildschirm: SI, Sendeimpuls; 1. RE - das erste Rückwandecho; 2. RE - das zweite Rückwandecho; (c) Impuls-  
Schall-Gerät USIP 11 vom Krautkrämer.

Das Gerät wird zuerst auf Stahl mit bekannter Dicke geeicht. Die Schallgeschwindigkeit für longitudinale Welle im Stahl beträgt  $c_e = 5900 \text{ m/s}$  [Kra1977]. Nach Gleichung ( 7.1 )wurde die Schallgeschwindigkeit für die longitudinale Welle im Galinstan von ca. 2950 m/s berechnet.

### Schallschwächungsmessung

Mit dem Echo-Impuls-Verfahren erscheinen mehrere Echos mit abnehmender Amplitude, bis die eingestrahlte Energie aufgebraucht ist. Damit kann dann die Schallschwächung aus der Differenz von zwei Bodenechos ermittelt werden.

Mit dem Krautkrämer USIP 11 wird ein Dämpfungskoeffizient vom Galinstan für den 5 MHz Messkopf vom  $-1,11 \text{ dB/cm}$  gemessen.

### Impedanzanpassung

Zur Ultraschall Erzeugung wird normalerweise eine Sonotrode aus Titan wie im Bild 6.5 benutzt.

Nach Gleichung ( 6.1 ) beträgt die akustische Impedanz von Galinstan  $Z_2 = \rho_2 \cdot c_2 = 18.9 \times 10^6 \text{ kg/(m}^2\text{s)}$ , während die akustische Impedanz von Titan  $Z_1 = \rho_1 \cdot c_1 = 18.7 \times 10^6 \text{ kg/(m}^2\text{s)}$  ist. Der Schallenergie Transmissionsgrad  $\tau$  bei senkrechtem Schalleinfall ist

$$\tau = \frac{J_d}{J_e} = \frac{p_d^2}{p_e^2} = D^2 = \frac{(2Z_2)^2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (7.2).$$

Wegen der guten Impedanzanpassung kann die Energie mit hoher Effizienz vom Wandler zum Galinstan übertragen werden.

### 7.1.2 Kopplung für die Schallübertragung

Eine vorteilhafte Eigenschaft der Verwendung der Flüssigmetall-Legierung als Übertragungsmedium für die Antriebsenergie ist die dem Sonotroden-Material ähnliche akustische Impedanz, wodurch die Energieübertragung von der Schwingungsquelle zum Mikrowerkzeug als Effektor äußerst effektiv ist. Zwei Methoden werden benutzt, die Energie von der Sonotrode ins flüssige Metall Galinstan einzukoppeln.

#### 7.1.2.1 Direkte mechanische Kopplung

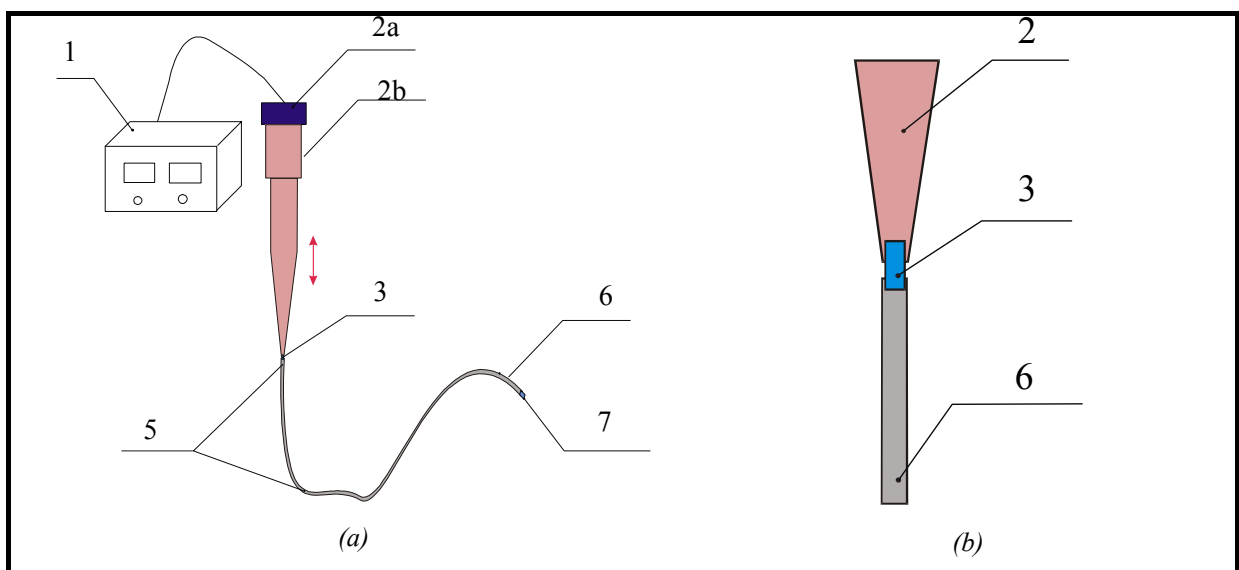


Bild 7.2 Prinzipielle Darstellung des Schallübertragungssystems mit direkter Kopplung zwischen Sonotrode und Galinstan. 1. HF-Generator; 2. Sonotrode; 2a piezoelektrischer Wandler; 2b Taper; 3. Mechanische Verbindung; 5. Flüssigmetall; 6. schalleitender Schlauch; 7. Effektor.

## II 7 Ultraschall betriebenes Mikrowerkzeug für die Minimal Invasive Chirurgie

Mit dieser Methode wird versucht, Schallenergie durch eine direkte mechanische Verbindung von der Sonotrode in den mit Galinstan gefüllten Schlauch zu übertragen.

Nach dem Bild 7.2 wird ein Teflon-Schlauch mit dem flüssigen Galinstan gefüllt. Eine Standard-Sonotrode wurde umgebaut und an der Spitze mit einem Gewindestift versehen. Der Schlauch wird dicht an der Spitze befestigt. Am anderen Ende des Schlauches wird ein Kolben zur Auskopplung der Schwingung benutzt. Am Kolben wird ein Kraftsensor wie im Bild 3.24 zur Messung der ausgekoppelten Schwingungsstärke benutzt. Eine Kraftamplitude von 0,06 mN wurde am Kolben am Ende des 40 cm langen Schlauchs gemessen.

Beim Betreiben der Sonotrode wird die Schwingung durch den mit Galinstan gefüllten Schlauch gut übertragen. In Vergleichsversuch wird die Schwingung über einem mit Wasser und Öl gefüllten Schlauch viel schlechter übertragen. Keine Kraftwirkung wurde am Kolben nach 40 cm mit Wasser oder Öl gefüllten Schlauch mit dem Kraftsensor gemessen. Der Grund ist auf die vergleichsweise gute Impedanzanpassung zwischen Titan-Sonotrode und Galinstan zurückzuführen.

Weil die Übergangsstelle Sonotrode – Wellenleiter am freien Ende der Sonotrode liegt, wird der Einfluß des Wellenleiters auf das Frequenzverhalten des Wandlers am geringsten gehalten. Die mechanische Belastung am Anschlußpunkt ist aber wegen der abweichenden Impedanzanpassung nicht zu vermeiden, und nach gewisser Zeit führte die Oszillation zum undichten Anschluß. Es kommen Luftblasen am Anschluß des Schlauchs vor. Mit den Luftblasen wird die Übertragungseffizienz stark beeinträchtigt.

### 7.1.2.2 Indirekte mechanische Kopplung

In dieser Methode wird die Sonotrode frei in einem Gefäß aufgehängt. Für die Übertragung wird ein Schlauch 6, dessen Innendurchmesser weniger als 1 mm sein kann, mit Flüssigmetall Galinstan ausgefüllt. Dieser Schlauch muss über eine geeignete Steifigkeit verfügen, wobei er einerseits flexibel genug für die Biegungen der Zugangswege im Körper sein soll und andererseits eine transversale Biegewelle auf seiner Wandung unterdrücken muss. Bei den Versuchen wurde dazu ein FEP – Schlauch benutzt.

Der Effektor 7 befindet sich am distalen Ende des Schlauches 6. Infolge der Schallübertragung durch die Flüssigmetallfüllung 5 in den Schlauch 6 wird der Effektor 7 in der Frequenz der schwingenden Sonotrode 2 in Längsrichtung oszillieren. Der Effektor 7 kann die Kontur eines Bohrers oder die von Sägeklingen aufweisen, wie im Bild 7.3 (c)

## II 7 Ultraschall betriebenes Mikrowerkzeug für die Minimal Invasive Chirurgie

gezeigt, womit ein Gewebe im Körper zertrennt oder harte Materialien abgetragen werden können.

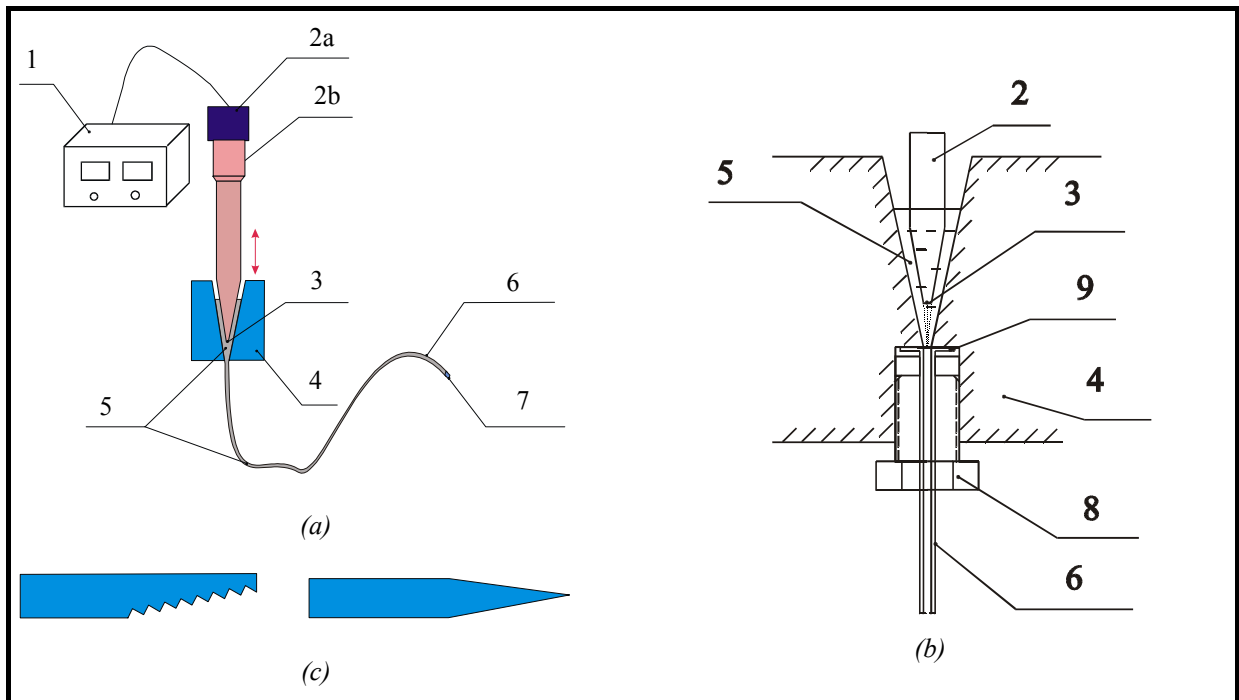


Bild 7.3 (a) Prinzipieller Aufbau des Schallenergie Übertragungssystem mit indirekter mechanischen Kopplung; (b) Schematische Darstellung der Koppelstelle; (c) Mögliche Effektorformen. 1. HF-Generator; 2. Sonotrode; 2a piezoelektrischer Wandler; 2b Taper; 3. Gekrümmte Stirnfläche; 4. Kopplungsgefäß; 5. Flüssigmetall; 6. Schalleitender Schlauch; 7. Effektor; 8. Schraubmuffe; 9. Schlauchdichtung.

Um die Schallenergie effizient von der Sonotrode in den Übertragungsschlauch zu konzentrieren, wurde die Kontaktfläche mit einer Krümmung versehen, damit eine Fokussierung der abgestrahlten Schallenergie erfolgt.

Um eine effiziente Schallübertragung gewährleisten zu können, muss vor dem Füllen des Schlauches das Flüssigmetall Galinstan entgast und unter Abdichtung in den Schlauch eingebracht werden, da sich andernfalls beim Verbleib von Luftblasen im Schlauch die Dämpfung der Schallübertragung stark erhöht. Für die Dichtung wird ein FEP-Teflon Schlauch (FEP-Teflon Tubing 0,030'') und eine Druckhülse von *BESTA-Technik/Upchurch* benutzt [Upchurch1999]. Mit dem gleichen Meßapparat wurde eine Kraftwirkung von 0,01 mN am Kolben am Ende des 40 cm langen Schlauchs gemessen.

Durch Tests wurde nachgewiesen, dass auch Biegungen des Schlauches mit Radien von  $\geq 3$  cm über  $90^\circ$  die Effizienz der Energieübertragung mittels Flüssigmetall sehr wenig beeinträchtigen. Die Kraftwirkung am Kolben verändert sich fast nicht. Das ist gerade für die Anwendung im menschlichen Körpern mit vielen kleinen unterschiedlichen Biegeradien vorteilhaft.

### Grenzfläche (Oberflächenanpassung) zwischen FEP-Schlauch und Galinstan

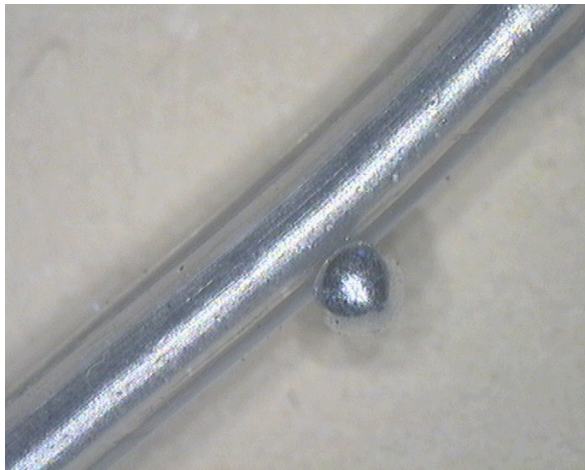


Bild 7.4 Ein Galinstan-Tropfen auf einem FEP-Teflon Schlauch.

Wie im Bild 7.4 gezeigt, ist der Randwinkel des Galinstans größer als  $90^\circ$ . Galinstan zeigt eine hydrophobe Eigenschaft gegenüber FEP-Teflon.

Die hydrophobe Grenzflächeneigenschaften führen zu kleinen Reibungsverlusten während der Schwingungen [Sch1996]. Daher können Teflon-Schläuche als Hülle für das Flüssigmetall verwendet werden.

### Linsen-Effekt von gekrümmter Grenzfläche für die Schallfokussierung

Da die Sonotrode an der Spitze einen Durchmesser von 3 mm besitzt, der Innendurchmesser vom Teflon Schlauch aber nur 0.75 mm beträgt, muß die von der Sonotrode abgestrahlte Schallenergie fokussiert in den Schlauch übertragen werden, damit eine hohe Übertragungseffizienz erreicht wird.

Es ist bekannt, daß gekrümmte Oberflächen auf die übertragene Schallwelle analog der Optik wie eine Linse wirken. Fällt eine Schallwelle auf eine gekrümmte Grenzfläche zweier Medien unterschiedlicher Schallgeschwindigkeit, so tritt beim Durchgang eine Beeinflussung der Wellenfront ein.

Folgende Regel gelten für diesen Effekt: Wenn die Schallgeschwindigkeit im Medium 1  $C_1$  kleiner als die im Medium 2  $C_2$  ist, muß eine konkav gekrümmte Grenzfläche für den Fokussierungseffekt eingesetzt werden. Wenn  $C_1$  größer als  $C_2$  ist, sollte die Grenzfläche konvex sein [Mil1987] [Kra1977].



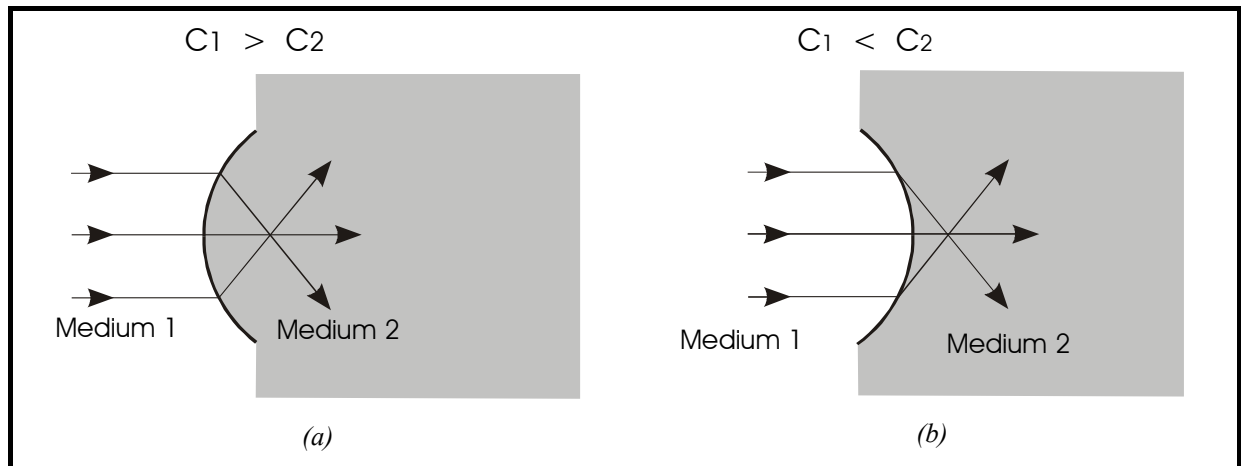


Bild 7.5 Sammelnde Wirkung gekrümmter Grenzflächen: (a)  $C_1 > C_2$ ; (b)  $C_1 < C_2$ .

Für diese indirekte Kopplung wurde eine Sonotrode mit gekrümmter Stirnfläche benutzt. Eine Fokussierung der Schallenergie in Galinstan ist in der Infrarotaufnahme zu beobachten. Im Fokussierungsbereich besteht ein Temperaturanstieg von ca. 6°C. Durch die Fokussierung wurde die Kraftwirkung am Kolben von 0,01 mN auf 0,02 mN gesteigert.

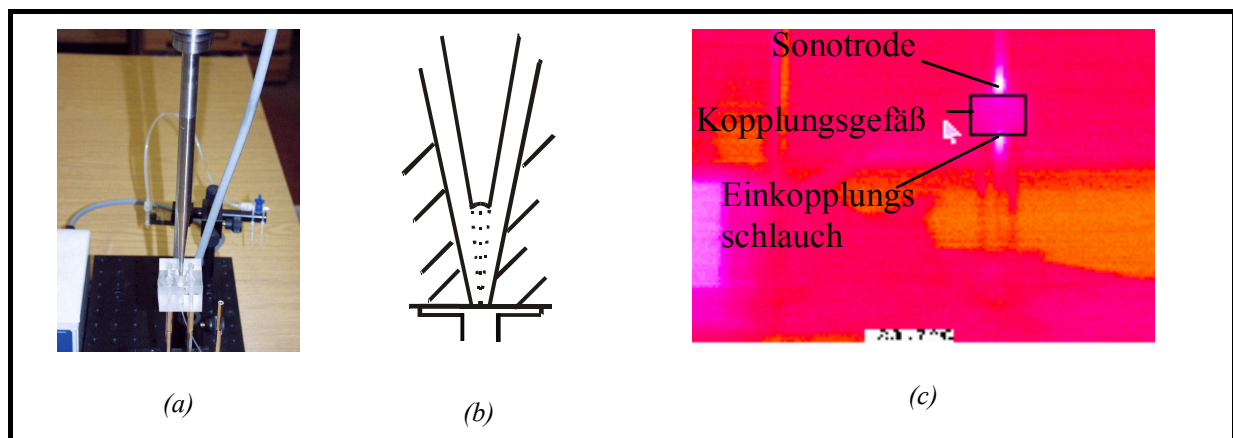


Bild 7.6 (a) Versuchsaufbau; (b) Fokussierung des Ultraschalls durch die gekrümmte Stirnfläche an der Sonotrodespitze; (c) Infrarotaufnahme zeigt, daß die Ultraschallenergie gebündelt in den Schlauch gestrahlt wird: Temperatur an der Umgebung 23,7°C, die Temperatur von Galinstan am Eingang des Schlauchs 29,1°C.

### Problem der Materialstabilität

Bei der Durchführung der Versuche wurde beobachtet, daß die Übertragungseffizienz mit zunehmender Versuchsdauer schwächer wird. Grund dafür ist die auftretende Oxidation der Galliumkomponente des Eutektikums. An der Koppelstelle zwischen Sonotrode und Galinstan wird beim Betrieb Wärme erzeugt, wodurch die Oxidation begünstigt wird. Die Oxidation des Galliums wird durch ein Analyseergebnis mittels Röntgendiffraktometrie nachgewiesen. In dem Analysediagramm sind die Charakterlinien von Oxiden deutlich zu sehen.

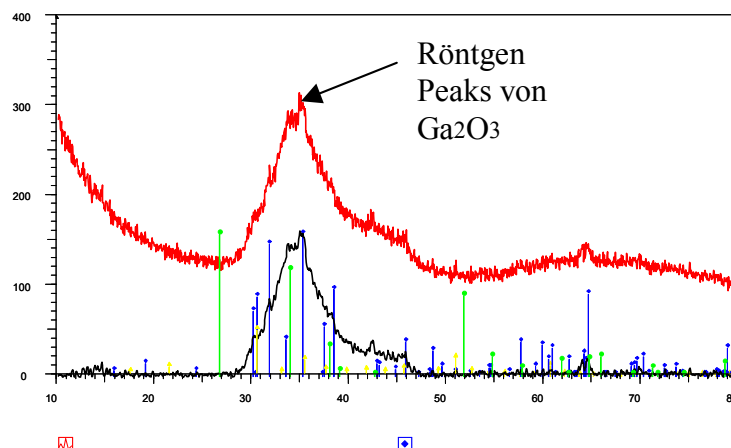


Bild 7.7 Ergebnis der Röntgendiffraktometrie-Analyse des Materials nach Betrieb.

### 7.1.3 Schlußfolgerung

Das Material Galinstan hat eine ideale akustische Eigenschaft: die Impedanz läßt sich gut an die der Titan-Sonotrode anpassen, damit ist eine effiziente Energieübertragung geschehen. Durch eine indirekte Kopplung mit frei hängender Titansonotrode kann die Schallenergie gut in den mit Galinstan gefüllten Schlauch übertragen werden. Für das auftretende Oxidationsproblem ist eine Schutzgas-Umgebung an der Koppelstelle vorzuschlagen.

## 7.2 Glasfaser als Ultraschallleitung für medizinische Anwendung

Für die Übertragung von niederfrequentem Leistungsumschall stehen derzeit keine flexiblen akustischen Wellenleiter zur Verfügung. Gerade für medizinische Anwendungen ist jedoch ein hohes Maß an Flexibilität, d.h. kleine Biegeradien, gefordert.

Titan besitzt eine sehr hohe Streckgrenze, so daß es den Ultraschall in Form von quasi-longitudinalen Dehnwellen übertragen kann, ohne daß es zu Materialbrüchen kommt. Das von Stumpff in 70er Jahren entwickelte System besteht aus einem flexiblen, metallischen Hohlwellenleiter (Chrom-Nickel Stahl), und die Abteilung Urologie und Laboratorium für Ultraschall, Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen, entwickelte es zur Behandlung von Blasensteinen, Ureter- und Nierensteinen [Stu1978]. Der kristalline Aufbau von Metallen mit seiner Kornstruktur führt jedoch zu hohen intrinsischen Verlusten (Reibungsverluste an den Korngrenzen) und in Konsequenz zu starker Erwärmung ( $\Delta T > 100^\circ\text{C}$ ) in den Schwingungsknoten. Außerdem ist der metallische Wellenleiter sehr

steif. Dieses macht den Einsatz dieser metallischen Wellenleiter in der endoskopischen Medizin äußerst schwierig.

Da Glas als amorphes Material bei dynamischer Wechsellast keine intrinsischen Verluste wie Metall generiert, wird es seit den 50er Jahren gezielt als Übertragungsmedium für Schallwellen genutzt. Akustische Signale werden über Glassubstrate in der Nachrichtentechnik übertragen. Diese Bauteile dienen z.B. als Verzögerungsleitung oder haben eine Filterfunktion [Slo1978]. Aus Untersuchungen zur laserinduzierten Stoßwellenlithotripsie ist bekannt, daß sich akustische Stoßwellen über Quarzglasfasern mit einer Länge von größer als 30 m übertragen lassen. Weitere Untersuchungen führen zum Ergebnis, daß sich Ultraschall hoher Leistung über optische Lichtwellenleiter unter Nutzung der quasi-longitudinalen Wellenausbreitung übertragen läßt. So ergibt sich die Möglichkeit, einen kombinierten US-/Laser-Applikator mit Quarzglasfasern als Wellenleiter zu schaffen, so daß die simultane und sukzessive Übertragung von Laserstrahlung und niederfrequentem Ultraschall über dünne, flexible Quarzglaswellenleiter zum Eingriffsort durchgeführt werden kann. So bietet es den Chirurgen die Möglichkeit, ohne Zeitverlust beim Instrumentwechsel ein selektives Gewebescheiden und Gewebefragmentieren mit US-Therapiegeräte (CUSA) durchzuführen, und gleichzeitig mit cw-Laser des NIR die Schnittfläche hinreichend zu koagulieren, um eine Blutstillung zu gewährleisten.

### 7.2.1 Physikalische Eigenschaft von Glasfasern für die Ultraschallübertragung

Für die Übertragung von Laserstrahlung stehen je nach Wellenlängenbereich Lichtwellenleiter aus unterschiedlichen Materialien zur Verfügung. Zum klinischen Einsatz kommen zur Zeit nur Quarzglasfasern mit Kunststoffcoating (Acrylat oder Polyimid) und HCP-Fasern (Hard Clad Polymer-Faser) mit Tefzel<sup>®</sup> coating. Sie eignen sich für die verlustarme Übertragung von Strahlung im Wellenlängenbereich von 300 bis 2.500 nm.

Aus den Offenlegungsschriften DE 41 15 447 C2 und DE 41 03 145 C2 ist bekannt, daß sich Quarzglas als US-Wellenleiter für medizinische Zwecke einsetzen läßt [Nat1991]. Eine Vorrichtung zur Kontrolle der Zerstörung von Konkrementen wurde vorgestellt. Die Materialkennwerte von Quarzglas finden sich in Tab. 7.2.

Tab. 7.2 Materialkennwert von Quarzglas [Des1999]

Dichte $\rho_0$	2,2 g/cm <sup>3</sup>
Lamésche Konstante $\mu$	$32 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$
Lamésche Konstante $\lambda$	$16,5 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$
E-Modul	$75 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$
Poissonsahl $\nu$	0,2
Dehnwellengeschwindigkeit $C_D$	5838 m/s
Verlustfaktor $\eta$ (20°C ~ 60°C)	0,001 ~ 0,01

Für eine Quarzglasfaser mit einem Polyimidcoating ergibt sich ein Verlustfaktor von  $\eta_{\text{eff}} = 1,29 \cdot 10^{-2}$ , während er bei Metall wegen den Korngrenzen viel höher liegt, z.B. liegt die Absorptionskonstante von Stahl zwischen 1 und 3 dB/m.

### 7.2.2 Wechselwirkung von Licht- und Schallübertragung in Glasfasern und Konstruktion für die Kopplung

Desinger hat die intrinsischen Wechselwirkung von Licht und Schall zusammengefaßt und analysiert [Des1999]. Die Untersuchung erfolgte in zwei Richtungen. Bei der ersten-Etappe wird der Einfluß von Schallwellen auf die optischen Übertragungseigenschaften [Mül1997] und bei der zweiten-Etappe von gepulste Lasern auf die akustischen Eigenschaften des Übertragungsmediums analysiert [Ard1988]. Da dieser Effekt bei gepulsten Lasern hoher Leistung am stärksten sein dürfte, wird dieser Fall angenommen. Die Analyse führte zu folgendem Ergebnis: bei der simultanen Übertragung von Laserstrahlung und Ultraschallwellen über Quarzglasfasern treten in beiden Richtungen ( Schall auf Laser / Laser auf Schall ) nur sehr schwache Wechselwirkung auf, so daß diese Wechselwirkungen für den einzelnen Vorgang vernachlässigt werden können.

In seiner Arbeit hat Desinger eine Gestaltung vom Koppellement für simultane Übertragung von Laser und Ultraschall beschrieben (s. Bild 7.8 (a)). Durch eine kleine Luftstrecke werden beide Teile für Laserübertragung akustisch entkoppelt. Ein piezoelektrischer US-Verbundwandler wird zur Erzeugung der Schallwelle benutzt.

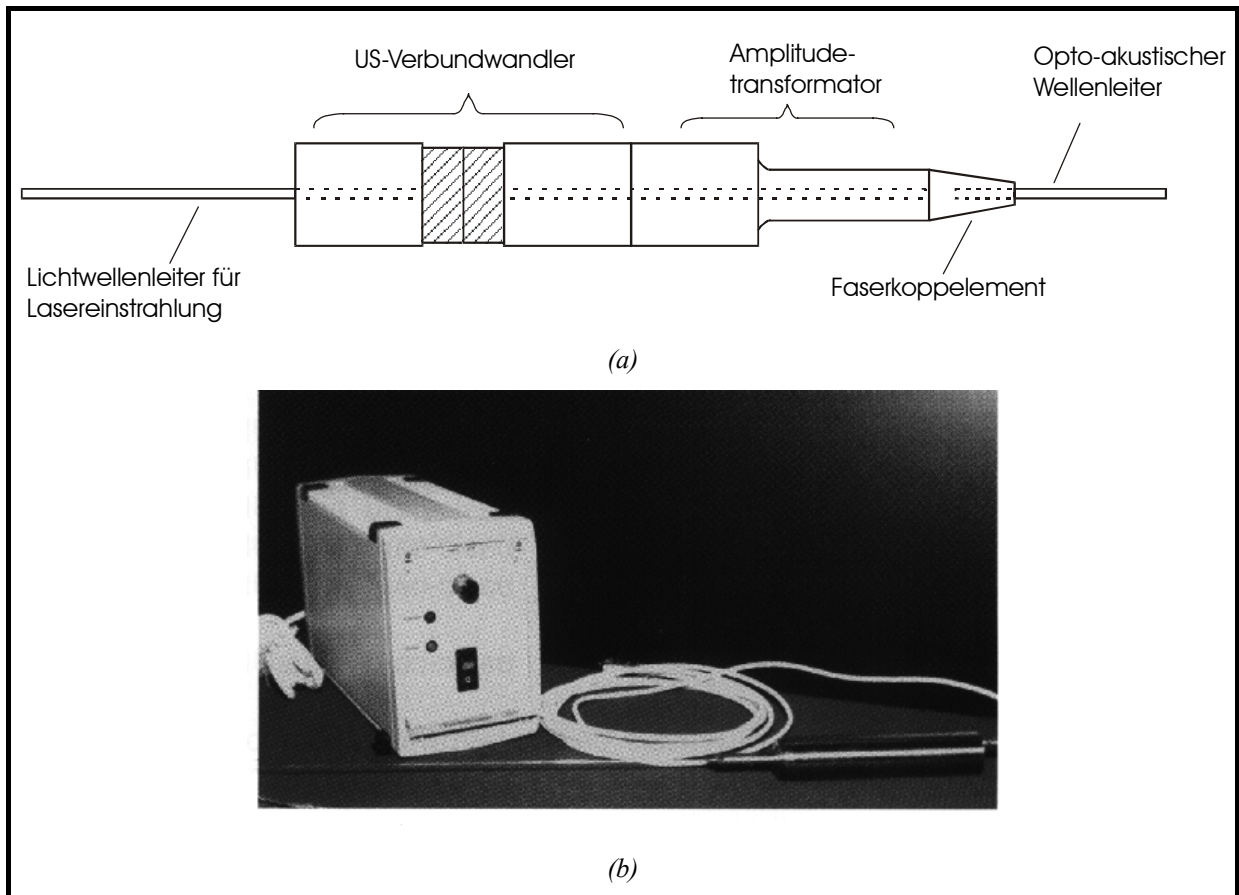


Bild 7.8 (a) Gestaltung der Kopplung für simultane Übertragung von Laser und Ultraschall [Des1999]; (b) Ankopplung einer Glassonotrode mit einem Durchmesser von 0,3 mm an einen Ultraschallprozessor, mit Lasereinkopplung [Hie1999].

Wenn die Anregungsschwingung des Ultraschallwandlers bestimmt ist, wird dieser nur ganz wenig durch den Wellenleiter wegen dem großen Massenverhältnis von US-Schwinger zur Glasfaser beeinflusst.

### 7.2.3 Mikrowerkzeug an der Glasfaser

Eine Mikrosäge wurde auf einer Glasfaser hergestellt (s. Bild 7.9). Die Zähne haben einen Abstand von 150  $\mu\text{m}$ , und eine Tiefe von 50  $\mu\text{m}$ . Die Glasfaser dient sowohl als Effektor als auch als Energietransporteur.

## II 7 Ultraschall betriebenes Mikrowerkzeug für die Minimal Invasive Chirurgie

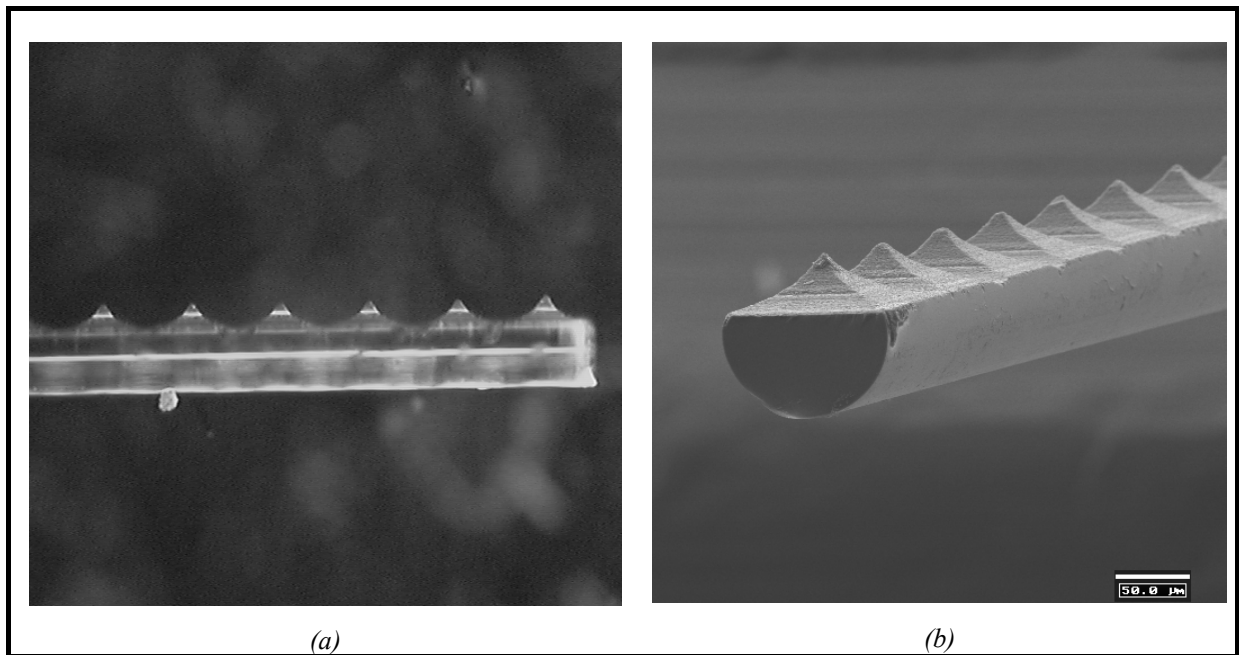


Bild 7.9 (a) Mikroskopische Aufnahme der Sägestruktur auf einer Glasfaser; (b) REM-Aufnahme der Mikrosäge (Maßstab 50 µm).

Im Versuch wurde eine Glasfaser durch Kleben an eine Ultraschall Sonotrode ( SONOPLUS<sup>®</sup> Ultraschall-Homogenisator von *BANDELIN* ) angekoppelt (s. Bild 7.10). Die mechanische Oszillation an diesen Punkten kann zum Sägen genutzt werden.

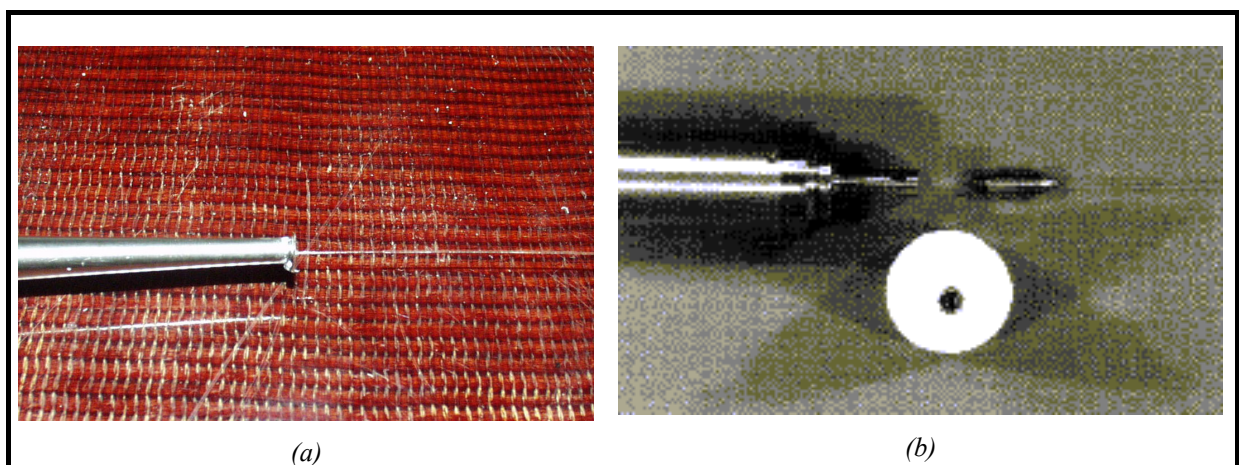


Bild 7.10 Glasfaser gekoppelt an eine Sonotrode.

Für die therapeutische Anwendung steht der Sicherheitsfaktor an wichtigster Stelle. Durch Bruch der Glasfaser würde nicht nur die kontinuierliche Durchführung der Behandlung gestört, sondern auch der Patient durch die im Körper verbleibenden Wellenleiterstücke stark gefährdet. Das erfordert bestimmte Verhütungsmaßnahmen und begrenzt die Anwendung der Glasfaser in MIC.

### 7.3 Konstruktion des miniaturisierten Werkzeuges

Mit der oben diskutierten Energieübertragungsmethode wird ein miniaturisiertes Werkzeug für die Minimal-Invasive-Chirurgie beschrieben. Die Ultraschallenergie wird über eine lange Strecke über Wellenleiter für die chirurgischen Eingriffe im Körper zugeführt. Eine mögliche Anwendung ist die Wirbelsäulenchirurgie. In der Wirbelsäulenchirurgie wird ein endoskopisches Instrument entlang dem Wirbelkanal zum Eingriffsort geführt. Ein Mikrowerkzeug befindet sich am distalen Ende des Instrumentes. Es hat zwei Funktionen: einerseits wird der Effektor, von der durch den flexiblen Wellenleiter übertragenen Schallenergie getrieben, oszillieren; gleichzeitig realisiert der Effektor noch die Bewegung, um sich an das zu sägende Objekt zu nähern.

Bild 7.11(b) zeigt die Querschnittsdarstellung einer Ausführungsform für die Mikrowerkzeuge. Bögelsack hat den Mechanismus der Bewegungs- und Kraftübertragung mit einer elastischen Struktur im Patent DE 4432253 beschrieben [Bög1996]. Preuß hat das Prinzip zur Konstruktion eines 2-dimensionalen Greifers genutzt [Pre1999]. In der Konstruktion dieses Mikrowerkzeuges wird die Bewegung der Effektorarme nach Verformung eines ellipsoiden Hohlkörpers erfolgen (s. Bild 7.11).

Bei Druckbeaufschlagung wird ein ellipsoider blasenartiger Hohlkörper mit einer Form 2a durch Volumenzunahme in eine Form 2b verändert. Zwei auf dessen Oberfläche angebrachte Arme 1a und 1b werden dabei durch den Tangentialversatz entsprechend bewegt und gleichmäßig zusammengeführt. Der Innendruck des Hohlkörpers kann mittels Fluiden, wie z.B. physiologischer Kochsalzlösung, erzeugt werden, wenn diese Medien durch ein weiteres Rohr 2c zugeführt werden. Bei der Herstellung werden die zwei schallleitenden Schläuche 1a und 1b mit der Wandung des Hohlkörpers 2a verbunden, damit bei dessen Verformung die beiden Schläuche rotatorisch versetzt werden. Der Hohlkörper 2a wird aus elastischem Material, z.B. Silikon-Gummi, hergestellt, und weist ungleichmäßige Wanddicken auf. So wird realisiert, dass sich die beiden Effektoren einerseits infolge der Verformung des Hohlkörpers gleichmäßig zusammenschließen und andererseits infolge der Schallübertragung mittels der in den Armen 1a und 1b befindlichen Wellenleiter mit hoher Frequenz oszillieren.



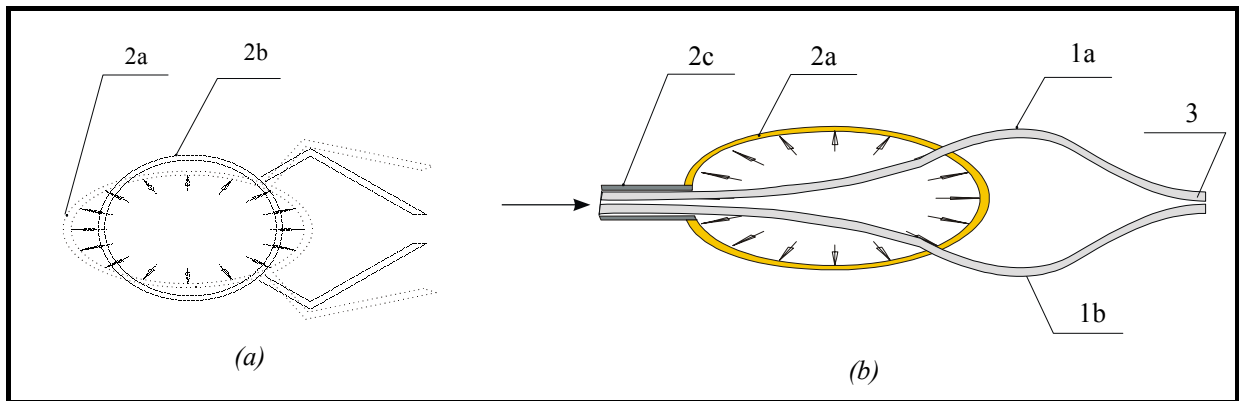


Bild 7.11 (a) Elastische Verformung des Ellipsoids; (b) Querschnitt einer Ausführungsform des wirkenden Mikrowerkzeuges. 1a,1b - Effektorarme; 2a - originale Form des ellipsoiden Hohlkörpers; 2b - geänderte Form des Hohlkörpers infolge Innendruck; 2c - Zuführungsrohr; 3- Effektor.

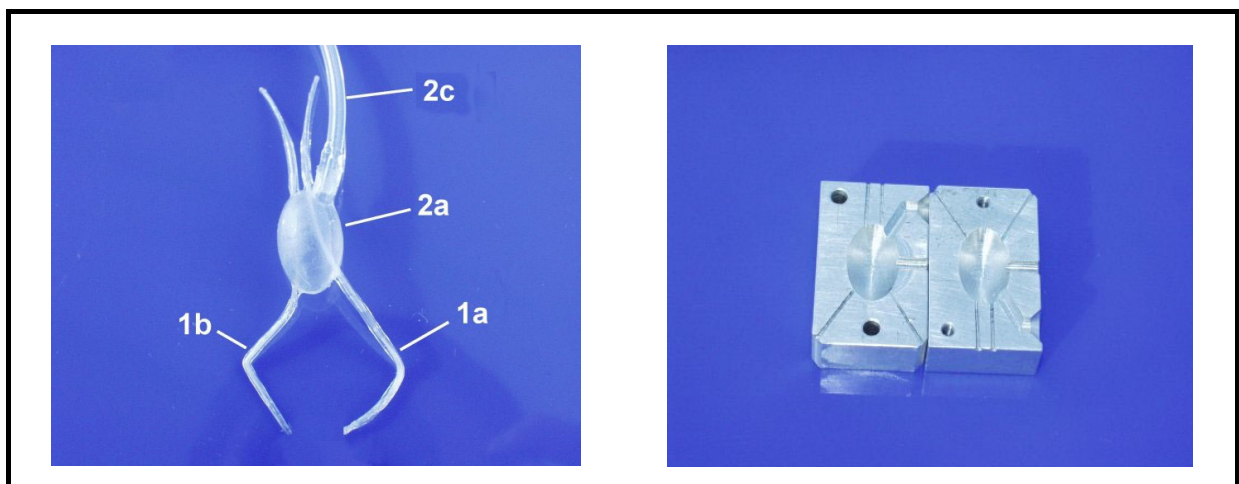


Bild 7.12 (a) Ellipsoide blasenartiger Hohlkörper aus Silikon Elastosil®, Bewegung der beiden Arme infolge Volumenausdehnung, maximale Volumenausdehnung 400%; (b) Gussteil für Silikon Hohlkörper.

Für die Herstellung des formbaren Hohlkörpers wird Elastosil® LR31 der Wacker-Chemie GmbH benutzt [Wac2001]. Wie im Bild 7.12 (a) gezeigt, wird zuerst ein Modell aus Wachs hergestellt. Dann wird das Modell in Silikonlösung eingetaucht. Nach dem Trocknen des Silikones wird das innere Wachs mit Lösungsmittel wieder gelöst. Der ellipsoide Hohlkörper aus Silikon kann eine maximale Volumenänderung von 400% erreichen. Er besitzt ungleichmäßige Wanddicken, infolge der Druckänderung werden die beiden Arme bewegt.

### 7.4 Schlußfolgerung

In der MIC wird oft der Laser als Werkzeug eingesetzt. Unter manchen Umständen ist aber eine mechanische Bearbeitung erwünscht. Die jetzt üblichen endoskopischen Werkzeuge stellen hohe Anforderung an die Handhabung des Arztes. Somit besteht Bedarf an der Entwicklung derartiger Werkzeuge. Ultraschall getriebene Mikrowerkzeuge in der MIC



## **II 7 Ultraschall betriebenes Mikrowerkzeug für die Minimal Invasive Chirurgie**

haben gegenüber elektrisch angetriebenen Mikrowerkzeugen den Hauptvorteil der Sicherheit. Weiterhin kann die Schwingung ein selektives Sägen realisieren.

## 8 Zusammenfassung und Ausblick

Ziel der vorliegenden Arbeit war Konzipierung von Mikrowerkzeugen unter Nutzung von biologischen Vorbildern, für den Einsatz in der Mikromanipulation und Minimal Invasiven Chirurgie.

Im Rahmen dieser Arbeit wird zuerst die Einwirkung der Natur auf die Technik erläutert. Vorbilder in der Natur geben Anregungen für technische Konstruktionen. Nach der Analyse von Lösungen der Natur wurden nach technischen Gesichtspunkten die biologischen Anregungsmöglichkeiten für das technische Gestalten nach dem Algorithmus:

Biologie → Technische Biologie → Bionik → Technik

untersucht.

Lebewesen, als ein hochgradig integriertes biologisches System mit bemerkenswerter Analogie zu technischen Lösungen, bietet der Mikrosystemtechnik mehr Anregung als den technischen Bereichen in normalen Größenordnungen. Nur mit der durch die Mikro- und Nanotechnologie möglich gewordenen Verkleinerung kann die hohe Integrationsdichte von solchen komplexen Systemen erzeugt werden. Der Fortschritt in der Forschungsarbeit der Mikro- und Nanotechnik bringt wiederum Rückwirkung, die biologische Forschungsarbeit zu unterstützen. Diese überdecken die Bereiche von der Umweltüberwachung, des natürlichen Wachstums bis zur Handhabung von Molekülen im Mikrometer und Submikrometer-Bereich. Die Entwicklung von Mikrowerkzeugen für die Mikromontage und die Minimal-Invasive Chirurgie nach biologischer Inspiration werden in folgenden zwei Komplexen präsentiert.

Komplex I behandelt die Konstruktion und mikrotechnische Herstellung der Mikrogreifer.

Die Mikrosystemtechnik stellt eine Schlüsseltechnologie in den nächsten Jahren dar. Die rasch steigende Integrationsdichte, Komplexität und Funktionalität machen die Mikromontage notwendig. Für die Montagearbeit ist die Handhabung die wichtigste Aufgabe. In der Handhabungstechnik stellt der Greifer die Verbindung zwischen Handhabungsgerät und dem Objekt her.

Der Greifvorgang ist ein komplizierter Prozess. Zu den Hauptaufgaben eines Greifers zählen das Ergreifen des Greifobjektes an einer definierten Stelle, sein sicheres Halten bei der Bewegung des Gerätes sowie die Freigabe des Objektes an einem bestimmten Ort des Arbeitsraumes. Der Greifvorgang lässt sich mit einem komplexen Greifsystem realisieren. Ein Greifsystem enthält folgende Teilsysteme: Antriebssystem, Wirksystem, Trägersystem,

Sensorsystem und Steuersystem. Ein effizientes Greifsystem benötigt präzise Positionierung, und stellt hohe Anforderung an das Sensorsystem und Steuerungssystem.

Besonders für die Montagearbeit in der Mikrosystemtechnik werden spezielle Anforderungen an den Mikrogreifer gestellt wie kleine Abmessung, kompakte Form, geringes Gewicht und Reinraumtauglichkeit. Der Einsatz der Technologie von Mikrotechnik erlaubt es, durch relativ einfache Gestaltungsmodifikationen der Greiferstruktur wichtige funktionserweiternde Merkmale zu realisieren.

Eine Übereinstimmung sowie identische Lösung für die Greiftechnik findet man oft in den natürlichen Vorbildern und der Technik. Im Verlauf der Evolution hat die Natur verschiedene Greifmechanismen hervorgebracht. Ein Vogelschnabel hat die Kinematik eines Hebelgetriebes; Vakuumgreifer finden ein Vorbild im Saugfuß in der Natur; die menschliche Hand wird das Vorbild vom Industrieroboter. Die Präzisionsgreifer der Natur können als Vorbilder für Studienobjekte dienen.

In Analogie zum Greiforgan des Ameisenlöwes wurde eine Konstruktion in der Form eines viergliedrigen Mechanismus entwickelt. Wegen ihrer kompakten Form und hohen Energiedichte wurde Piezokeramik als Aktuator benutzt.

Zur Herstellung stehen normalerweise die Siliziumtechnologie, die Glastechnologie und die Polymertechnologie zur Verfügung. Polymere lassen sich sowohl als Aktorwerkstoffe als auch als Konstruktionswerkstoffe in Mikrosystemtechnik einsetzen. Aus Gründen der Spezialisierung wird die Polymertechnologie in dieser Arbeit nicht weiter diskutiert. Gegenüber Polymer haben Silizium und Glas Vorteile wie Hysteressefreiheit und gute Linearität im elastischen Verformungsbereich. Siliziumtechnologie und Glastechnologie wurden im Bezug auf die Herstellung von Mikrogreifer verglichen.

Monokristallines Silizium besitzt auf Grund der Anisotropie für nasschemisches Ätzen folgende Nachteile:

- Wegen der Eckenkompensation ist der Entwurf der Maske eine zeitaufwendige Aufgabe. Es können auch nicht alle gewünschten Layouts realisiert werden.
- Die Querschnittsfläche der entwickelten Strukturen hat keine senkrechten Wände.

Trockenätzenverfahren wie DRIE (**D**eep **R**eactive **I**on **E**tching) sind aber mit hohem Betriebskosten verbunden.

Die Möglichkeit der Umsetzung beliebiger planarer geometrischer Strukturformen sowie die Flexibilität bei der Strukturgestaltung sind die bedeutenden Vorteile der Glastechnologie. Im Rahmen der Arbeit wurde fotoempfindliches Glas, FOTURAN, in der Glastechnologie

## II 8 Zusammenfassung und Ausblick

benutzt. Nach Belichten, Tempern und Ätzen werden tiefe Strukturen mit hohem Aspektverhältnis hergestellt. Ideale stoffschlüssige Gelenkformen wurden beim Standardätzprozess realisiert und Mikrogreifer mit linearer Kraft-Auslenkung Kennlinie hergestellt.

In FOTURAN wird die Neigung der Seitenwände von Strukturen nach dem chemischen Ätzen zwischen  $2^\circ$  und  $4^\circ$  liegen. Ein strömungsunterstütztes Ätzverfahren wurde entwickelt, mit dem tiefe Strukturen mit einer Wandneigung von ca.  $1^\circ$  in 2 mm Glas realisiert wurden.

Auf der Basis der 2 mm-Glastechnologie wurden Greifer mit Piezostapel-Aktuatoren entwickelt. Der Einsatz der Finite-Elemente-Methode (FEM) ermöglichte die Optimierung der Gestaltung von mikrostrukturierten Festkörpergelenken für die Realisierung einer großen Auslenkung mit möglichst reduzierter mechanischer Spannung. Ein Greifweg von  $2 \times 400 \mu\text{m}$  konnte von den beiden Greifarmen realisiert werden. Mit einem im eigenen Labor entwickelten Kraftsensor wurden die maximale Greifkraft und Greifkraft-Auslenkung Kennlinie gemessen. Die Ergebnisse der Messung zeigen eine gute Linearität der Kennlinie. Dauertests wurden durchgeführt.

Inspiziert von der biologischen Flügelkopplung einer Wanze (*Graphosomaspec*) wurde ein flexibles Gelenk konstruiert. Silikon wurde als Verbindungsmaterial benutzt. Die Steifigkeit des Silikongelenkes entsprach der des monolithischen Glasgelenks. Durch Versuch wurde die Abhängigkeit der Gelenksteifigkeit von der Silikonmenge untersucht. Im Ergebnis wurde eine Integration der Silikon-Technologie in die Mikrosystemtechnologie vorgeschlagen.

Die Sensitivität hat große Bedeutung in der Handhabung. Für Greifer ist es wichtig, die Greifkraft und den Greifvorgang zu kontrollieren. Die technologische Möglichkeit zur Herstellung von polykristallinen Silizium-Widerständen auf Glasgreifer wurde untersucht und diskutiert. Auf fotoempfindlichem Glas ist es schwer und mit hohem Betriebskosten verbunden, durch technologisches Verfahren Sensitivität zu erzeugen. Aufgrund dem „Self-Sensing“ Effekt des piezoelektrischen Materials wurde die Greifinformation mittels Resonanzschwingung des Greifarmes am Sensorteil der Piezokeramik gewonnen. Unterstützt durch die Rechnertechnik kann eine automatisierte Greifvorgangsteuerung realisiert werden.

Durch die geringe Gewichtskraft der Bauteile kann es in der Mikrohandhabung dazu kommen, dass diese am geöffneten Greifer haften bleiben und sich nicht ohne weiteres wieder lösen. Die Ursache dafür sind die Adhäsionskräfte zwischen Bauteilen und Greifer. Resonanzschwingungen mit hoher Amplitude begünstigen das Ablegen.

Fortschritte in der Glastechnologie erweitern die Realisierungsmöglichkeiten für ein sensibles Greifen. Von Frank von der LTF (Little Things Factory), Ilmenau, wurde die

## II 8 Zusammenfassung und Ausblick

Sandstrahl-Technologie entwickelt. Diese Technologie eignet sich für alle Glassorten und zeichnet sich durch niedrige Materialkosten aus. Somit können Kraft- bzw. Drucksensoren auf Greiferarm aus Quarzglas mittels Halbleitertechnologien hergestellt werden.

Im Komplex II werden die Entwicklungen von Mikrowerkzeugen für die Minimal-Invasive Chirurgie (MIC) nach biologischer Inspiration präsentiert.

Seit mehreren Jahrzehnten hat sich die Minimal Invasive Chirurgie mit sehr hoher Geschwindigkeit entwickelt. Sie ist auch wünschenswert für die Behandlung von Wirbelsäulenerkrankungen. In der minimal invasiven Wirbelsäulechirurgie ist das Durchschneiden von weichen Geweben eine Hauptaufgabe. Ein biologisches Vorbild bringt wieder Inspiration für die Konstruktion der MIC-Werkzeuge.

Blattschneider-Ameisen (*Atta sexdens*) schneiden Blätter von Pflanzen für ihre Ernährung. Beim Schneidevorgang schließen sich die beiden schwingenden Mandibeln langsam. Die Blattschneider-Ameisen erzeugen die Vibration durch ihren *Postpetiolus* auf dem Rückenschild des Exoskelettes. Sie wird über zwei Mandibeln auf die Blätter übertragen, Die Vibrationsfrequenz liegt zwischen 800 Hz und 1200 Hz, und die maximale Beschleunigung beträgt  $15 \text{ m/s}^2$ . Die Vibration trägt zu einem glatten und effizienten Schneiden der weichen Blätter bei. Die Mandibeln bilden einen Kraftschluß und begünstigen das Schneiden weicher Gewebe.

Die Vibration hat mehrere Wirkungen:

- Selektives Schneiden: Die Vibration realisiert ein selektives Sägen. Mechanisch betrachtet ist das zu bearbeitende Objekt ein Feder-Masse-System. Amplitude und Frequenz sind zwei wichtige Faktoren für die Realisierung eines selektiven Sägens.
- Übertragung mechanischer Energie: Die Vibration ist eine Form mechanischer Schwingung, die mit mechanischer Energie gekoppelt ist. In Form einer Schwingung ist es möglich, die Schallenergie über lange Strecke zu übertragen, was Vorteile gegenüber dem Transport elektrischer Energie zum Antrieb von Effektoren bedeuten kann.
- Schmerzenlose Operation: Angetrieben vom Piezoaktuator wird eine Klinge mit einer Frequenz von ca. 20 kHz vibrieren. Die Schneidkraft ist so gering, dass sie unter der Wahrnehmungsgrenze des Menschen liegt.
- Beibehalten der Schärfe der Klinge: Während des chirurgischen Eingriffs wird oft Fett an der Klinge des Skalpells anhaften. Die Oszillation der Klinge emulgiert das anhaftende Fett und somit wird die Schärfe der Klinge beibehalten.

Das Prinzip von Vibrationssägen wurde für die Konstruktion von MIC-Werkzeuge benutzt.

Ultraschall wird normalerweise durch piezoelektrischen Wandler erzeugt. Durch einen Transformator (Sonotrode) wird die Schwingungsamplitude vergrößert und die Schallenergie durch einen Wellenleiter zum Wirkungsort übertragen. Wegen seiner hohen Streckgrenze wird Titan als Wellenleiter zum Aufbau von Kathetersystemen benutzt. Der kristalline Aufbau von Metallen mit seiner Kornstruktur führt jedoch zu hohen intrinsischen Verlusten (Reibungsverluste an den Korngrenzen) und in Konsequenz zu starker Erwärmung ( $\Delta T > 100^\circ\text{C}$ ) in den Schwingungsknoten. Außerdem ist der metallische Wellenleiter zu starr. Dies macht den Einsatz dieses metallischen Wellenleiters in der endoskopischen Medizin schwierig.

Eine Alternative ist Glas, das als amorphes Material keine intrinsischen Verluste wie Metall generiert. Seit den 50er Jahren wird gezielt Schallenergie mittels Lichtwellenleiter übertragen. Somit ergibt sich die Möglichkeit, einen kombinierten US-/Laser-Applikator mit Quarzglasfasern als Wellenleiter zu konstruieren und zu fertigen, so dass die simultane und sukzessive Übertragung von Laserstrahlung und niederfrequentem Ultraschall über dünne, flexible Quarzglaswellenleiter an den Eingriffsort durchgeführt werden kann. Somit bietet sich dem Chirurgen die Möglichkeit, ohne Zeitverlust beim Instrumentwechsel ein selektives Gewebescheiden und Gewebefragmentieren mit US-Therapiegeräten (CUSA) durchzuführen,

Die Glasfaser wurde auf dem Ultraschallwandler durch Kleben befestigt. Bei optimaler Anpassung von Wandler und Wellenleiter kann eine Mikrosäge, hergestellt auf der Basis von Glasfasern, angetrieben werden.

Eine andere Variante der Schallübertragung ist die Verwendung vom Galinstan<sup>®</sup>, ein innovatives Produkt von der Geraberg Thermometerwerk GmbH, Geschwenda. Es stellt ein Eutektikum aus den Metallkomponenten Gallium, Indium und Zinn dar. Sein Schmelzpunkt liegt bei  $-20^\circ\text{C}$ . Unter Normalbedingungen und bei Körpertemperatur befindet es sich somit im flüssigen Aggregatzustand. Es ist umweltfreundlich und ungiftig. Galinstan<sup>®</sup> besitzt eine ähnliche Schallimpedanz wie die Titan-Sonotrode, somit besteht Impedanzanpassung und es wird eine effiziente Schallübertragung realisiert.

In der Konstruktion für die Kopplung von Sonotrode und Galinstan wurde die Sonotrode frei in einem mit Galinstan gefüllten Gefäß aufgehängt. Beim Betreiben der Sonotrode wurde die Schwingung in den mit Galinstan gefüllten Schlauch gut übertragen, der mit einer Druckhülse dicht mit dem Gefäß verbunden wurde. Die Sonotrode wurde mit gekrümmter Stirnfläche versehen, damit eine Fokussierung der Schallenergie der Sonotrode in das Galinstan bestand.

## II 8 Zusammenfassung und Ausblick

Kombiniert mit einem Mikroroboter würde das Mikrowerkzeug ein endoskopisches Instrument bilden und in der Mikrowirbelsäulechirurgie angewendet. Die Konstruktion für MIC-Werkzeuge wurde angegeben. Das Mikrowerkzeug befindet sich am distalen Ende des Instrumentes. Es hat zwei Funktionen: einerseits wird der Effektor von der durch den flexiblen Wellenleiter übertragenen Schallenergie getrieben, oszillieren; gleichzeitig realisiert der Effektor noch die Bewegung, sich dem zu sägenden Objekt zu nähern. Bei Druckbeaufschlagung wird die Form eines ellipsoiden Hohlkörpers durch Volumenzunahme geändert. Zwei auf dessen Oberfläche angebrachte Arme werden dabei durch den Tangentialversatz entsprechend bewegt und gleichmäßig zusammengeführt. Die Effektoren befinden sich an der Spitze der Arme. So wird realisiert, dass sich die beiden Effektoren einerseits infolge der Verformung des Hohlkörpers gleichmäßig schließen und andererseits infolge der Schallübertragung mittels des in den Armen befindlichen Wellenleiter mit hoher Frequenz oszillieren, um das Gewebe zu bearbeiten.

## Literaturverzeichnis

- [Ard1988] Ardenne, M.; Musiol, G.; Reball, S.: Effekte der Physik und ihre Anwendungen. VEB Deutscher Verlag der Wissenschaften, Berlin, 1988.
- [Ban1999] Bandelin Electronic GmbH & Co. KG: Bedienungsanleitung für SONOPLUS Ultraschall-Homogenisatoren.
- [Bar2002] Bartels Mikrotechnik, <http://www.bartels-mikrotechnik.de>, 2002.
- [Bög1997] Bögelsack, G.: Bewegungsmöglichkeiten durch Gelenke an ausgewählten Beispielen. Biona Report 13, Proceedings Motion Systems 1997, S. 64.
- [Boh1997] Bohmann, L.; Blickhan, R.: Der hydraulische Mechanismus des Sprunges einer Spinne. Forsch. Ingenieurwesen, 63 (1997), S. 224-230.
- [Büf1997] Büff, H.-U., klinik für Orthopädie, Kantonsspital St. Gallen: Thorakoskopische Operationen an der Wirbelsäule. Therapeutische Umschau, Band 54, 1997, Heft 9, © Verlag Hans Huber, Bern, S. 529-532.
- [Bul2002] Bullen Ultrasonics, Incorporation. <http://www.bullen-ultrasonics.com>, 2002.
- [Büt1991] Büttgenbach, S.: Mikromechanik. B.G. Teubner Stuttgart 1994.
- [Con1991] Connolly, P.; Brilland, S.; Hussain, I., et. al.: Microelectronics and Nanoelectronic Interfacing Techniques for Biological Systems. Progress in precision engineering: Proceedings of the 6<sup>th</sup> International Precision Engineering Seminar and 2<sup>nd</sup> International Conference on Ultraprecision in Manufacturing Engineering, May 1991, Braunschweig, Springer-Verlag, pp. 225-229.
- [Cut2001] Chirurgische Universitätsklinik Tübingen, Sektion für Minimal Invasive Chirurgie. <http://mic.uni-tuebingen.de/>, 2001.
- [Dar1997] Dario, Paolo: Endoscopic robot. EP Patent 0838200 A2, 1997.
- [Des1999] Desinger, Kai: Untersuchungen zur Übertragung und Wirkung kombinierter Ultraschall-Laserstrahlung für die Chirurgie: Aufbau und validierung eines neuen Applikationssystems. Landsberg: ecomed, 1999, ISBN 3-609-51720-4.
- [Die1994] Dietrich, T.R.; Speit, B.: Kooperation mit Zukunft. In: Schott-Information 70/94.



## Literaturverzeichnis

- [Din1999] DIN Normenausschuss Feinmechanik und Optik (NAFuO), Sitzung des AA F3 „Fertigungsmittel für Mikrosysteme“, Normvorhaben „Greifsysteme für Mikrobauerteile“ Diskussion zur Bestimmung normungsrelevanter Greiferschnittstellen. November 1999, München/Garching.
- [Dor2002] Dornier MedTech, <http://www.dornier.com/>, 2002.
- [Dre2000] Dressler, Lothar: Kraftmeßsensor-Labormuster. Fachgebiet Mikrosystemtechnik, TU Ilmenau, 2000.
- [Dro1998] Drozdov, Aleksey D.. Mechanics of the viscoelastic solids; John Wiley & Sons Ltd, ISBN 0-471-97512-2, 1998.
- [Ehr1996] Ehrfeld, W.; Dietrich, T.; Lacher, M.; Speit, B.: Mikrostrukturprodukte aus fotostrukturierbarem Glas. F & M 104 (1996), S. 7-8.
- [Faw1997] Fawke, Janes D.; McClements, J.G.; Wyeth, P.: Cuticular metals: Quantification and Mapping by complementary techniques. Cell Biology International 1997, Vol. 21, No. 10, S. 675-678.
- [Fei1999] Bedienungsanleitung für FEIN PLUS, C. & E. FEIN GmbH & Co., Stuttgart
- [Fra1977] Frazer, Robert E.: Apparatus for endoscopic examination. US Patent 4176662, 1977.
- [Fzk1997] Forschungszentrum Karlsruhe, The Karlsruhe Endoscopic Surgery Trainer. [http://iregt1.iai.fzk.de/TRAINER/mic\\_trainer1.html](http://iregt1.iai.fzk.de/TRAINER/mic_trainer1.html), 1997.
- [Ger1997] Gerlach, G.; Dötzel, W.: Grundlagen der Mikrosystemtechnik, 1997 Carlanser Verlag München.
- [Ger1998] Geratherm GmbH Sicherheitsdatenblatt nach 93/112/EG, 1998, D-98716 Geschwenda.
- [Gra1987] Graeger, V.; Schäfer, H.: Trends bei Silizium-Drucksensoren. Hard and Soft (Mai 1987) Fachbeilage Mikroperipherik.
- [Gra1993] Grate, J.W.; Martin, S.J.; White, R.M.: Acoustiv Wave Microsensors Part II. Analytical Chemistry 1993.
- [Gra1996] Gramsch, T.: Aktuatorprinzipien für die Miniaturgreiftechnik. 41. Internationales Wissenschaftliches Kolloquium, Technische Universität Ilmenau, 23.-26.09.1996, Band 2, S.187-192.
- [Grü1985] Grünwald, Franz: Fertigungsverfahren in der Gerätetechnik. VEB Verlag Technik, Berlin, 1985.
- [Gru1994] Grundfest, W.S.; Burdick, J.W.; Slatkin A.B.: Robotic Endoscopy. US Patent 5662587, 1994.

- [Har1997] Harnisch, A.: Beitrag zur Entwicklung von Herstellungstechnologien für komplexe Bauteile aus mikrostrukturierbarem Glas. Dissertatin, Technische Universität Ilmenau, 1997.
- [Hes1991] Hesse, Stefan: Greifer-Praxis-Greifer in der Handhabungstechnik. Vogel Fachbuch 1991.
- [Heu1991] Heuberger, A. (Hrsg.): Mikromechanik. 2. Auflage, Berlin, u.a.. Springer-Verlag 1991.
- [Hie1999] Dr. Hielscher GmbH: Hochintensiver Ultraschall für Labor und Industrie: Produktkatalog, 1999.
- [Hil1996] Hilfig, Reinhard; Daimler-Benz Aerospace Airbus GmbH: Adaptive Tragflügel für zukünftige Verkehrsflugzeuge; ADAPTRONIC Congress, Berlin 1996).
- [Hir1993] Hirose, Shigeo: Biologically Inspired Robots (Snake-like Locomotor and Manipulator), Oxford University Press, 1993.
- [Hir1999] Hirose & Yoneda Robotics Lab: Soft gripper. <http://mozu.mes.titech.ac.jp/research/snake/sg/sg.html>, 1999.
- [Hon1999] [http://www.honda-el.co.jp/cat\\_e/cat\\_048.thml](http://www.honda-el.co.jp/cat_e/cat_048.thml), 1999.
- [Ina2001] Inasaki Laboratory, [http://shinano.ina.sd.keio.ac.jp/ina\\_hp/takahashi](http://shinano.ina.sd.keio.ac.jp/ina_hp/takahashi)., 2001.
- [Jen1995] Jendritza, Daniel J.: Technischer Einsatz Neuer Aktoren. Expert-Verlag, 1995, ISBN 3-8169-1235-4.
- [Jen2001] Jenoptik Mikrotechnik, <http://www.jo-mikrotechnik.com/>, 2001.
- [Jou1987] Joubert, P.; Loisel, B.; Chouan, Y.; Haji, L.: The effect of low pressure on the structure of LPCVD polycrystalline Silikon films. J. Elctrochem. Society. Solid-State Science and Technology. October 1987, pp. 2541-2544.
- [Kah2001] Kelm-Kahl, I.; Niethard, F.U.: Behandlung von Wirbelsäulenerkrankungen durch minimal-invasive Chirurgie. <http://www.yavivo.de/Verfahren-/Orthopaedie/orthopaedie/001einsatzgebiet/wirbelsaeule.html>.
- [Kel2001] Kelm-Kahl,I.; Niethard, F.U.: Einsatzgebiete der minimal-invasiven Chirurgie in der Orthopädie. <Http://yavivo.lifeline.de/Verfahren/Orthopaedie/orthopaedie/001einsatzgebiete>, 2001.

## Literaturverzeichnis

- [Keo2000] Keoschkerjan, R.; Qiao, F.; Wurmus, H.; Schilling, C.; Harutjunjan, M.: Piezoelectric X-Y-Micropositioner made of photosensitive glass to form one micro- handling unit. ACTUATOR 2000, 7th International Conference on New Actuators, June 19-21, Bremen, Poceeding, pp. 296-299.
- [Kik1969] Kikuchi, Y.: Ultrasonic Transducers, Corona Publishing Company, Tokio, 1969.
- [Kir2001] Kirchner, Frank: Team Biomimetic Autonomous Robots (BAR), <http://www.ais.fraunhofer.de/BAR/>, 2001.
- [Kla2001] Klaassen, B.; Linnemann, R.; Spenneberg, D.; Kirchner, F.: Biomimetic Walking Robot Scorpion: Control and Modelling. Proceedings of the 9th International Symposium on Intelligent robotic Systems / Devy, Michel [Hrsg.], 2001, pp. 101-108.
- [Kle1983] Kleber, W.: Einführung in die Kristallographie. 15. Auflage, Verlag Technik Berlin, 1983.
- [Kli1987] Kline, Jacob: Handbook of Biomechanical Engineering; Academic Press Inc. Ltd., ISBN 0-12-415145-0, 1987.
- [Klo2002] Klocke Nanotechnik, <http://www.nanomotor.de/>, 2002.
- [Kon1993] Konishi, Masakazu: Die Schallortung der Schleiereule. Spektrum der Wissenschaft, Juni 1993, S. 58-71.
- [Kor1994] Korn, Wolfgang: Natur findet Form. VDI nachrichten Magazin, 1/1994.
- [Kra1977] Krautkrämer, J.; Krautkrämer, H.: Ultrasonics Testing of Materials, Springer Verlag, 1977.
- [Kra1999] Krautkrämer GmbH, Bedienungsanleitung für Impuls-Schall-Gerät USIP 11.
- [Kun1999] Kunz, H.; Keoschkerjan, R.: Technische Beschreibung peristaltischer Fortbewegungsprinzipien. 44. Internationales Wissenschaftliches Kolloquium, Ilmenau, 1999, S. 228-233.
- [Lak1998] Lakes, Roderic S.: Viscoelastic solids, CRC Press LLC, 1998.
- [Lal1999] Lal, Amit: Ultrasonic Silikon surgical cutting tool. The University Wisconsin Madison, University communications, <http://www.news.wisc.edu/newsphotos/lal.html>, 1999.
- [Lar1996] Larry, L.; Howell, L.L.: Pseudo-Rigid-Body Models and Compliant Mechanisms. Webseite Brigham Young University, <http://www2.et.byu.edu/~llhwww/pseudo/pseudo.html>.

## Literaturverzeichnis

- [Law1999] Lawrence Livermore National Laboratory, <http://www.lasers.llnl.gov/mtp/gripper.html>, 1999.
- [Lee1998] Lee, L.P.; Berger, S. A.; Pruitt, L.; Liepmann, D.: Key elements of a transparent teflon<sup>®</sup> microfluidic system. Proceedings of Micro Total Analysis Systems' 1998, Banff, Canada, 13-16 Oktober 1998, S. 245-248, Kluwer Academic Publishers.
- [Len2001] Lenk, A.; Pfeifer, G.; Werthschützky, R.: Elektromechanische Systems. Springer Verlag, 2001.
- [Lfm2000] Laboratory for Precision Machining, University of Bremen. <Http://www.lfm.uni-bremen.de/>, 2000.
- [Lin1993] Linde, H.; Hill, B.: Erfolgreich erfinden- Widerspruchsorientierte Innovationsstrategie für Entwickler und Konstrukteure; Darmstadt. Hoppenstedt Technik Tabellen Verlag, 1993, ISBN 3-87807-174-4.
- [Ltf2002] Little Things Factory, <http://www.ltf-gmbh.de/>, 2002.
- [Mal2000] Mallig, Hans-Dieter: Der Regenwurm. <http://www.eduvinet.de/mallig/bio/7regenw/regwurm1.htm>, 2000.
- [Mar1996] Marinov, M.B.; Operti, A.; Philipp, T.; Schilling C.: Untersuchung zum Langzeitverhalten von Mikrosensoren für die Umweltüberwachung. 44. Internationales Wissenschaftliches Kolloquium, Ilmenau, 1996, Band 1, S. 170-175.
- [Mas1948] Mason, Warren P.. Electromechanical Transducers and Wave Filters (2<sup>nd</sup> Edition); D. VAN NOSTRAND COMPANY, Inc., 1948.
- [Mat1992] Mattheck, Klaus: Wo die Natur das Vorbild war! Konstruktionspraxis Nr.2 – Februar 1992, 22. Jg., S. 16-18.
- [Mau1998] Maurel, Walter; Wu, y.; et al: Biomechanical Models for Soft Tissue Simulation; Springer, ISBN 3-540-63742-7, 1998.
- [May1995] May, M.; Hülsenberg, D.: Mikrostrukturierung von Glas mittels Nd:YAG-Laser. 1. Ilmenauer Symposium Mikrosystemtechnik, 16./17. November 1995, S.173-179.
- [Mem2001] MEMS Precision Instruments, <http://www.memspi.com/wholetwzw.html>, 2001.
- [Mes2000] Mescheder, Ulrich: Mikrosystemtechnik, Konzepte und Anwendungen. ISBN 3-519-06256-9, B.G. Teubner Stuttgart-Leipzig.
- [Mil1987] Millner, R.: Ultraschalltechniker, Grundlagen und Anwendungen; Physik-

- Verlag, ISBN 3-87664-106-3 (DDR), 1987.
- [Mos1996] Moskosvitz, P.A.; et al.: Minimally Invasive Spinal Surgical Methods and Instruments. US Patent 5,741,261, 1996.
- [Mül1997] Müller, G.; Desinger, K.: Grundlagenuntersuchungen zur Ultraschall- und Laserlichtübertragung über Lichtwellenleiter. Abschlußbericht des BMBF, Grundlagenforschungsprojektes im Forscherverbund Photoablative Verfahren- Laserstrahlquellen und Transmissionssysteme, Förderkennzeichen: 13 N 6167 3.
- [Nac1996] Nachtigall, Werner: Biomechanik. Referat, gehalten beim 1. Biomechanik – Symposium, Frankfurt, April 1996.
- [Nac1996b] Nachtigall, Werner: Technische Biologie und Bionik – Bindglied zwischen Wissenschaftsdisziplinen – Bausteine für eine Überlebensstrategie.
- [Pet1982] Petersen, K.E.: Silikon as Mechanical Material. Proc. IEEE 70 (1982), S. 420-457.
- [Pfe1999] Pfefferkorn, Henning: Nachgiebige Mechanismen für die Greifer- und Positioniertechnik. Technische Universität Ilmenau, Poster, Fachgebiet Getriebetechnik, Technische Universität Ilmenau, 1999.
- [Qia1999] Qiao, F.; Wurmus, H.: Design of Micro Gripper on the base of Micro-System-Technology. MME ( Micro Mechanics Europe) 1999, Proceedings pp. 235-238.
- [Qia2000a] Qiao, F.; Wurmus, H.: Piezoelectric Actuator with Integrated Sensor for Microgripper Made of Glass. Actuator 2000, Bremen, pp. 387-390.
- [Qia2000b] Qiao, F.; Wurmus, H.: A tactile micro gripper with piezoelectric actuator based on Micro System Technology. ASPE 2000 Annual Meeting, October 22-27, Scottsdale, Arizona, Proceedings, pp. 16-19.
- [Qia2002a] Qiao, F.; Wurmus, H.: Mikrowerkzeuge ( Micro tools). Symposium der MTT 2002. May 15, 2002, Erfurt.
- [Qia2002b] Qiao, F.; Roces, F.: High-Frequency Vibration Driven Cutting with Biological Inspiration for Minimally Invasive Surgery. ACTUATOR 2002, 8th International Conference on New Actuators, June 19-21, Bremen.
- [Qui1998] Quicke, Donal L. J.; Wyeth, P.; Fawke, J. D.; Basibuyuk, H.H.; Vincent, Julian F.V.: Manganese and zinc in the ovipositors and mandibles of hymenopterous insects. Zoological Journal of the Linnean Society (1998), 124: pp. 387-396.

- [Raa2000] Annika, Raatz: Greifer für die Mikromontage. Institut für Werkzeugmaschinen und Fertigungstechnik, Technische Universität Braunschweig, <http://www.iwf.ing.tu-bs.de/f+e/hm/Greifer.html>, 2000.
- [Rei2002] Reinig, Peter; Fenske, Frank; Selle, Burkhardt; Fuhs, Walther; Birkholz, Mario: Wachstum von polykristallinen Si Filmen auf Glas mittels Puls-dc Magnetron Sputtern. Deutsche Physikalische Gesellschaft e. V. (DPG), 2002 Frühjahrstagungen, Sitzung DS9. [http://dpg.rz.uni-ulm.de/prog/html/ds\\_9.html](http://dpg.rz.uni-ulm.de/prog/html/ds_9.html).
- [Ren1998] Renaud, P.; Van Lintel, H.; Heuschkel M.; Guérin, Louis: Photo-Polymer microchannel technologies and application. Proceedings of Micro Total Analysis Systems' 1998, Banff, Canada, 13-16 Oktober 1998, S. 17-22, Kluwer Academic Publishers.
- [Rit1986] Ritter, Joachim: Untersuchungen zur Energieumwandlung und zum Schwingungsverhalten des Systems Sonotrode Fügestelle und Amboß beim Ultraschallschweißen ausgewählter Thermoplaste; Dissertation, Technische Universität München, 1986.
- [Rob1991] Robinson, D.W.: Some aspects of ultraprecision Science and Engineering in Medicine and Bioscience. Progress in precision engineering: Proceedings of the 6<sup>th</sup> International Precision Engineering Seminar and 2<sup>nd</sup> International Conference on Ultraprecision in Manufacturing Engineering, May 1991, Braunschweig, Springer-Verlag, pp. 215-224.
- [Roc1993] Roces, F.; Tautz, J.; Hölldobler, B.: Stridulation in Leaf-Cutting Ants. Naturwissenschaften 80, 521-524 (1993), Springer-Verlag 1993.
- [Roc2000] Fotos zur Verfügung gestellt von Roces, F. , 2000.
- [Rüd2000] 2000 rüdiger-anatomie GmbH, Berlin: Die Wirbelsäule. [Http://www.berlin-anatomie.de](http://www.berlin-anatomie.de).
- [Sal1997] Salim, Riad: Gestaltung und mikrotechnische Realisierung von Mikrogreifern. Technische Universität Ilmenau, Dissertation, 1997.
- [Sal1998] Salim, Riad: Technische Konzepte aus der Natur. Innovationsvortrag, Technische Universität Ilmenau, 1998.
- [Sch1992] Schaumburg, H.: Werkstoffe und Bauelemente der Elektrotechnik, Band 3 Sensoren. B.G. Teubner Stuttgart 1992.
- [Sch1994] Schmidt, K.: Spezielle Verfahren der Mikrostrukturierung von Glas. Technische Universität Ilmenau, Dissertationsschrift, 1994.

- [Sch1996] Schwuger, Milan Johann: Lehrbuch der Grenzflächenchemie, George Thieme Verlag, 1996.
- [Sch1998] Schwörer, M.; Kohl, M.; Menz, W. : Fluidic Microjoints based on spider legs. Forschungszentrum Karlsruhe, Institut für Mikrostrukturtechnik. Actuator 1998, Bremen, pp. 103–106.
- [Sch2002] Schilling, Cornelius, Fachgebiet Mikrosystemtechnik, Technische Universität Ilmenau, Bionik Kompetenz Netz, <http://www.maschinenbau.tu-ilmenau.de/bionik-netz/frame.html>, 2002.
- [Shi1990] Shishido, Y.; Adachi H.; et. al: Pipe-inspecting apparatus having a self propelled unit. US Patent 5090259, 1990.
- [Slo1978] Slobotnik, A. J.: Materials and their influence on performance. A.A. Oliner (ed.), Acoustic surface waves, Springer Verlag Berlin, 1978.
- [Sme2000] Smela, E., Kallenbach, M., Holdenried, J.: Electrochemical driven polypyrrole bilayers for moving and positioning bulk micromachined silicon plates. Journal of Micromechanical Systems, 2000, pp. 373 - 383.
- [Str1995] Straube , B.; Hülsenberg, D.: Entwicklung mikrostrukturierbarer Gläser. 1. Ilmenauer Symposium Mikrosystemtechnik, 16./17. November 1995, S.180-188.
- [Stu1976] Stumpff, U.; R. Pohlman, et al. : Über das Entfernen von Harnleitersteinen mittels extrem schlanker Wellenleiter im 25-kHZ-Bereich; Deutsche Arbeitsgemeinschaft für Abuntik, Heidelberg, 20-23. 09. 1976.
- [Stu1978] Stumpff, U.: Die Erzeugung und Übertragung von Ultraschalldehnwellen hoher Energiedichte in flexiblen Wellenleitern im 20 kHz-Bereich für therapeutisch Anwendungen; Dissertation, RWTH Aachen, 1978.
- [Tau1995] Tautz, J.; Roces, F.; Hölldobler, B.: Use of a Sound-Based Vibratome by Leaf-Cutting Ants. Science ( Waschington D C), Vol. 267, 1995.
- [Tom1990] Tomanek Andreas: Silicone & Technik. Wacker-Chemie GmbH (Hrsg.), Carl Hanser Verlag, München, 1990.
- [Tyl1993] Tylla, Hartmut: Technische Modellierung von biotischen Greiferstrukturen. Diplomarbeit, Technische Universität Ilmenau, 1993.
- [Ulb2002] Department of Mechanical Engineering and Robotics, Université Libre de Bruxelles, <http://www.ulb.ac.be/scmero/>, 2002.
- [Upc1999] Upchurch Scientific, 1999 Katalog.
- [Vei1996] Veit, Ivar: Technische Akustik: Grundlagen der physikalischen,

- physiologischen und Elektroakustik. 5. Durchges. Auflage. Würzburg, Vogel, 1996, ISBN 3-8023-1707-6.
- [Vet2002] Veter: <http://www.regenwurm.ch/>, 2002.
- [Vis2002] ViscoTec Webseite, <http://www.viscotec.de/klebstoff.htm>, 2002.
- [Vog1992] Vogel, W.: Glaschemie, 3. Überarb. Auflage, Berlin: Springer, 1992.
- [Wac2001] Wacker-Chemie GmbH, Silicone-Info Service: Elastosil® LR, Properties and Processing, 2001.
- [Wal1996] Walde, Hilmar: Beitrag zum vollautomatischen Spritzgießen von Flüssigsilikonkautschuk; Dissertation, Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen, 1996.
- [Wit1997] Witte, H.; Hellweg, S.; Witte, B.; Grifka, J.: Epiduroskopie mit Zugang über den Sakralkanal. Epiduroskopie mit Zugang über den Sakralkanal. Biomedizinische Technik, Band 42, Heft 1-2/1997, S. 24-29.
- [Wur1996] Wurmus, Helmut: Anwendungspotentiale von Polymeren in der Mikrotechnik. 1. Ilmenauer Symposium Mikrosystemtechnik, 16./17. November 1996, Ilmenau, S. 90-97.
- [Wur1998] Wurmus, Helmut; Burgold, Jörg: Zellfreier biomolekularer Nanoaktor. Institut für Mikrosystemtechnik, Fakultät für Maschinenbau, Technische Universität Ilmenau, Thüringen-BMBF Projekt 1998.
- [Wur2000] Wurmus, H.; Qiao, F.: Vibrating at Resonance: Smart Sensing Method in Micro Handling System. Mechatronics, 3rd. Polish- German Mechatronic Workshop 2000, Proceedings, 5.-7. Oktober 2000, Krynica / Krakow, Poland, pp. 197-201.
- [Zen2000] Zentner, L., Petkun, S., Blickhan, R.: From the spider leg to a hydraulic device, Technische Mechanik, Band 20, Heft 1, S. 21-29, 2000.
- [Zim1998] Zimmermann, K., Zentner, L.: Spider Leg - From Walking to Grasping; European Mechanics Colloquium: Biology and Technology of Walking, Euromech 375, Munich, Germany, March 23-25, 1998.
- [Zod1997] Dept. of Mechanical Systems Engineering, Faculty of Engineering, Utsunomiya University. <http://zodiac.mech.utsunomiya-u.ac.jp/theme/vcut/index-j.htm>, 1997.